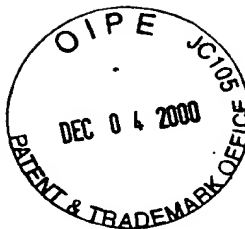


GP 2876



Practitioner's Docket No. U012892-1

PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re application of: Pavel Ivanovich Lazarev, et al.

Serial No.: 09/601,908

Group No.: 2876

Filed: August 9, 2000 ✓ ✓

Examiner:

For: ULTRA-SMALL-ANGLE X-RAY TOMOGRAPHY

Assistant Commissioner for Patents

Washington, D.C. 20231

TRANSMITTAL OF CERTIFIED COPY

Attached please find the certified copy of the foreign application from which priority is claimed for this case and an English Translation thereof:

Country: RUSSIA

Application
Number: 98104687

Filing Date: MARCH 12, 1998

WARNING: "When a document that is required by statute to be certified must be filed, a copy, including a photocopy or facsimile transmission of the certification is not acceptable." 37 C.F.R. 1.4(f) (emphasis added).

RECEIVED
DEC - 8 2000
TC 2800 MAIL ROOM

CERTIFICATE OF MAILING (37 C.F.R. 1.8a)

I hereby certify that this correspondence is, on the date shown below, being deposited with the United States Postal Service with sufficient postage as first class mail in an envelope addressed to the Assistant Commissioner for Patents, Washington, D.C. 20231.

Date: November 29, 2000

Signature

William R. Evans

(type or print name of person certifying)

(Transmittal of Certified Copy—page 1 of 2) 5-4

BEST AVAILABLE COPY

#9
Priority
Paper
J. McMillan
12/13/00

Reg. No. 25,858

Tel. No.: (212) 708-1930

Customer No.:


SIGNATURE OF PRACTITIONER

William R. Evans

(type or print name of practitioner)

P.O. Address

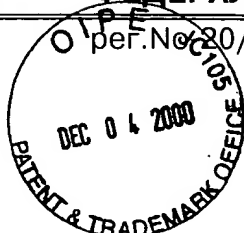
c/o Ladas & Parry
26 West 61st Street
New York, N.Y. 10023

NOTE: "The claim to priority need be in no special form and may be made by the attorney or agent, if the foreign application is referred to in the oath or declaration, as required by § 1.63." 37 C.F.R. 1.55(a).



РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ
(РОСПАТЕНТ)

ФЕДЕРАЛЬНЫЙ ИНСТИТУТ ПРОМЫШЛЕННОЙ СОБСТВЕННОСТИ



рег. № 20/12-727

"9" октября 2000 г.

СПРАВКА

Федеральный институт промышленной собственности Российского агентства по патентам и товарным знакам настоящим удостоверяет, что приложенные материалы являются точным воспроизведением первоначального описания, формулы и чертежей (если имеются) заявки на выдачу патента на изобретение № 98104687, поданной в марте месяце 12 дня 1998 года (12.03.98).

Название изобретения

Ультрамалоугловая рентгеновская томография

Заявитель

ЗАО "Кванта Инвест"

Действительный автор(ы)

КОМАРДИН Олег Валентинович
ЛАЗАРЕВ Павел Иванович

Уполномоченный заверить копию
заявки на изобретение

Г.Ф. Востриков
Заведующий отделом

Ультрамалоугловая рентгеновская томография

Изобретение относится к устройствам компьютерной томографии, основанным на поглощении и ультрамалоугловом рассеянии рентгеновского излучения.

Метод компьютерной томографии (КТ) был разработан английской фирмой «EMJ» в 1973 г. (Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 1 Description of system.-«Brit.J.Radiol.» 1973, v.46, p.1016-1022; Ambrose J. Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 2 Clinical application.-«Brit.J.Radiol.» 1973, v.46, p.1023-1047), он сочетает физические принципы традиционного рентгеновского просвечивания с последними достижениями математики и цифровой техники. Существо метода компьютерной томографии сводится к реконструкции внутренней пространственной структуры объекта в результате совместной математической обработки теневых проекций, полученных при рентгеновском просвечивании объекта в различных направлениях. Контраст каждой теневой проекции является следствием неодинакового поглощения рентгеновских лучей различными частями объекта. Принцип действия томографа, в основу которого был положен метод компьютерной томографии, состоит в следующем. Прямоугольный рентгеновский пучок, сформированный коллиматором, проходит через неподвижный объект на 2 детектора (кристаллы йодистого натрия). Детектор регистрирует количество излучения, прошедшего через объект, и система рентгеновская трубка - детекторы смещается на шаг параллельно самой себе. Таких смещений производится 160. Далее система возвращается в исходное положение, поворачивается на угол 1° и вновь производится сканирование по 160 отрезкам. Всего система совершает 180 таких поворотов. Время поворота системы, т.е. время получения полной информации - примерно 5 мин. При этом с каждого детектора снимается 288000 (160×180) показаний. Полученная информация обрабатывается вычислительным устройством. Реконструированное компьютерное изображение слоя передается на счетно-печатающее устройство, которое выдает цифровую запись коэффициентов поглощения по всему полю полученного сечения тела.

В дальнейшем усовершенствование КТ шло по пути увеличения количества детекторов. Компьютерные томографы III и IV поколений содержат от 512 до 4800 детекторов. При наличии от 512 до 1400 детекторов и ЭВМ

большой емкости, время сканирования одного среза (2-8 мм) уменьшилось до 2-5 с, что практически позволило исследовать все органы и ткани организма.

Сканирующая система современного компьютерного томографа включает рентгеновскую трубку и детекторную систему. В аппаратах III поколения рентгеновская трубка и детекторы расположены на одной раме. Детекторная система состоит из 256-512 полупроводниковых элементов или ксеноновых детекторов. При сканировании пациента комплекс «рентгеновская трубка - детекторы» совершает вращение вокруг пациента на 360° за один цикл. При вращении комплекса рентгеновская трубка через 1° , $0,5^\circ$ и $0,25^\circ$ дает импульсное излучение в виде веерообразного пучка, проходящего через объект, при этом осуществляется регистрация ослабленного объектом излучения детекторной системой. Сканирующая система при необходимости может наклоняться вперед и назад на 20° - 25° .

В компьютерных томографах IV поколения детекторная система имеет от 1400 до 4800 детекторов, которые расположены по кольцу на раме. Во время сканирования вращается вокруг пациента только рентгеновская трубка. Стол томографа состоит из основания и подвижной части, на которой крепится ложе-транспортер для укладки пациента. Горизонтальное перемещение пациента при сканировании производится в автоматическом режиме.

Рентгеновская система томографа состоит из трубки и генератора. Трубка работает в импульсном режиме при напряжении 100-130 кВ. Поглощение мягкого компонента рентгеновского излучения осуществляется фильтрацией, на выходе трубки имеется диафрагма, ограничивающая поток проникающего излучения, падающего на объект.

Как отмечалось, в основе всех описанных выше устройств лежит принцип различного поглощения рентгеновского излучения разными материалами. Поэтому при исследовании тела, состоящего из веществ, различающихся по составу и/или структуре, но имеющих близкий или одинаковый коэффициент поглощения рентгеновских лучей, устройство, работающее на описанном выше принципе, не сможет различить такие вещества, т.е. восстановленное изображение не будет содержать информации о них. Поэтому в подобных случаях необходим другой подход к получению изображения, основанный на принципах, отличных от рентгенографии поглощения, на другом типе взаимодействия рентгеновского излучения с веществом.

В патенте EP 0784202, 1997 описан компьютерный томограф, основанный на рентгеновском фазово-контрастном методе, в котором используется эффект преломления рентгеновских лучей на границе областей объекта, имеющих различную электронную плотность. Это приводит к отклонению рентгеновских лучей на углы до нескольких секунд. В предложенном устройстве падающий на объект поток излучения формируется с помощью монокристалла в виде параллельного пучка с малой угловой расходимостью. При прохождении такого пучка через объект, содержащий вещества с различной электронной плотностью, на границе их раздела поток излучения отклоняется в результате рефракции на указанный выше угол. Это отклонение фиксируется при повороте установленного за объектом кристалла-анализатора с помощью детектора.

К недостаткам фазово-контрастного метода можно отнести то, что он характеризует не само вещество, а границу раздела двух веществ, обладающих разными коэффициентами преломления рентгеновских лучей. Формирование потока проникающего излучения осуществляется по двухкристальной схеме, что накладывает ограничения на эффективность использования энергии источника излучения. Это обусловлено тем, что монокристалл отражает падающее на него излучение по закону Брэгга. Излучение каждой длины волны отражается под определенным углом в интервале расходимости, равном угловому интервалу отражения Брэгга, которое составляет порядка 10 угловых секунд. Т.е., что из всего излучения, производимого источником, для просвечивания объекта используется менее, чем 10^{-5} его энергии. Это приводит к возрастанию времени экспозиции. Использование двухкристальной схемы вносит ограничения на размеры исследуемой области объекта, которая определяется размерами кристаллов, или требуется сложная система сканирования для получения изображения всего объекта.

Отмеченные недостатки удается избежать при использовании метода регистрации когерентно рассеянного объектом излучения для восстановления томографического изображения. В патенте US 4752722, G01N 23/22, 1988 описано устройство, основанное на принципе регистрации углового распределения когерентно рассеянного излучения, лежащего в углах от 1° до 12° по отношению к направлению падающего пучка. Как указывается в этом патенте, большая часть упруго рассеянного излучения сосредоточена в углах меньше 12° и рассеянное излучение имеет характерную угловую зависимость с ярко выраженными максимумами, положение которых определяется как самим

облучаемым веществом, так и энергией падающего излучения. Поскольку распределение интенсивности когерентно рассеянного излучения в малых углах зависит от молекулярной структуры вещества, то различные вещества, имеющие одинаковую поглощающую способность (которые не могут быть различимы при обычном просвечивании), могут различаться по характерному для каждого из веществ распределению интенсивности углового рассеяния когерентного излучения. Для облучения объекта предлагается использовать узкий коллимированный пучок монохроматического или полихроматического излучения. Измерение интенсивности когерентно рассеянного излучения проводят с помощью детектирующей системы с разрешением как по энергии, так и по координате (углу рассеяния). Детектор регистрирует интенсивность когерентно рассеянных лучей, выходящих за границы первичного пучка в зоне рассеяния. Для получения изображения объекта предлагается использовать известные принципы компьютерной томографии. При этом одновременно с рассеянным осуществляется регистрация поглощенного излучения, что позволяет для каждой области исследуемого объекта учитывать его оптическую толщину на пути просвечивающего пучка, т.е. получать нормированную кривую когерентно рассеянного излучения.

Описанное устройство имеет сравнительно низкую чувствительность к излучению, рассеянному в непосредственной близости от первичного пучка, поскольку интенсивность излучения первичного пучка значительно превосходит интенсивность рассеянного излучения и мешает его регистрации. Кроме того, интенсивность излучения резко падает с увеличением угла рассеяния, поэтому интенсивность когерентно рассеянного излучения в угловом диапазоне 1-12 градусов невелика, а, следовательно, требуются достаточно высокие дозы облучения при обследовании объекта и длительное время экспозиции.

Задачей описываемого изобретения является создание устройств, которые, во-первых, более чувствительны к регистрации когерентно рассеянного излучения на ультрамалые углы (от десятков секунд до одного градуса) и, во-вторых, требуют меньших доз облучения при обследовании объекта.

Как известно, основная часть когерентно рассеянного излучения сосредоточена в области центрального пика дифракции, который лежит в углах рассеяния от 0 до 1 градуса по отношению к направлению падения первичного пучка. В этом угловом диапазоне сосредоточено характерное излучение, когерентно рассеянное неоднородностями электронной структуры объекта,

имеющими размеры от нескольких сотен до десятков тысяч ангстрем, что отвечает структуре многих органических и биологических объектов. Поэтому именно в этом угловом интервале предлагается измерять распределение когерентно рассеянного излучения. Угловой диапазон, в котором проводится измерение когерентного рассеяния, зависит от длины волны используемого излучения и структурных свойств материала и может находиться в пределах от нескольких угловых секунд до 1 градуса относительно падающего пучка излучения. В изобретении предлагается использовать темнопольную схему измерения когерентно рассеянного излучения на ультрамалые углы (от 0 до 1 градуса), т.е. когда в отсутствии исследуемого объекта детектор регистрирует только фоновый сигнал, а при наличии исследуемого объекта - рассеянное излучение. Такая схема является более чувствительной к рассеянному излучению по сравнению со светлопольной схемой, описанной в патенте US 4752722, G01N 23/22, 1988. Поскольку малоугловое рассеяние рентгеновских лучей отражает внутреннюю структуру вещества (распределение электронной плотности), то регистрируя кривую малоуглового рассеяния рентгеновских лучей исследуемым объектом, т.е. зависимость интенсивности рассеянных лучей от угла рассеяния, можно восстановить картину распределения электронной плотности в просвечиваемом объекте. Если объект не является однородным, (т.е. состоит из различных веществ), то интенсивность рассеянного излучения под каждым отдельным углом складывается из интенсивностей лучей, рассеянных различными веществами на пути распространения пучка проникающего излучения. При просвечивании исследуемого объекта с различных направлений регистрируют картину рассеяния излучения для каждого из этих направлений и методами компьютерной томографии восстанавливают кривую малоуглового рассеяния (распределение электронной плотности) для каждой отдельной области объекта и, как конечный результат, картину распределения электронной плотности во всем объекте, т.е. объемное изображение внутренней структуры объекта.

Описанный выше принцип получения изображения внутренней структуры объекта может быть реализован в различных вариантах устройств. Основным принципом создания таких устройств является одновременная регистрация поглощенного и рассеянного объектом под ультрамалыми углами (от нескольких угловых секунд до градуса) излучения.

Устройством, в котором решается поставленная в изобретении задача, является малоугловой рентгеновский томограф, включающий в себя источник рентгеновского излучения, коллиматор, формирующий поток проникающего излучения в виде узкого веерообразного пучка (или нескольких пучков), имеющего малую угловую расходимость, расположенный за объектом пространственный фильтр, и детектор, регистрирующий излучение, прошедшее через исследуемый объект. Источник излучения, коллиматор, пространственный фильтр и детектор имеют возможность перемещаться вокруг исследуемого объекта с целью просвечивания его с различных направлений. В устройство также входит система обработки информации, позволяющая реконструировать изображение внутренней структуры исследуемого объекта по данным рассеяния и поглощения проникающего излучения объектом при просвечивании его с различных направлений.

Система коллиматор - пространственный фильтр - детектор должна быть устроена таким образом, чтобы иметь возможность одновременно регистрировать рассеянное излучение, и излучение прошедшее через объект без рассеяния, для каждой просвечиваемой области объекта.

Коллиматор должен формировать пучки проникающего излучения шириной и угловой расходимостью в одном направлении такой, чтобы иметь возможность регистрировать рассеянное излучение в ультрамалоугловом диапазоне, т.е. чтобы любой рассеянный объектом под малым углом α луч первичного пучка выходил за границы первичного пучка в зоне регистрации (α - может быть несколько угловых секунд), в другом направлении формируемый коллиматором пучок должен перекрывать всю исследуемую область объекта.

Конструктивно коллиматор может быть выполнен в виде набора щелевых диафрагм, расположенных друг за другом, в виде двух непрозрачных для излучения пластин и зазора между ними, по схеме Кратки и т.д. (Бекренев А.И., Терминасов Ю.С., Аппаратура и методы рентгеновского анализа, 1980, вып.24, стр.100-108; Schelten, W.Hendricks, Appl. Cryst., 1978, 11, р. 297-324). Для формирования пучков микронной и субмикронной толщины с угловой расходимостью несколько угловых минут возможно использование бесщелевого коллиматора. Принцип работы такого коллиматора основан на эффекте прохождения рентгеновских лучей по границе раздела двух плоских полированных поверхностей пластин при многократном полном внешнем отражении (Лейкин В.Н., Мингазин Т.А., Приборы и техника эксперимента, 1984, №2, стр.200-203). Могут быть также

использованы другие конструкции коллиматоров, удовлетворяющие перечисленным выше условиям. Форма и размеры пучка проникающего излучения, формируемого коллиматором, определяются характером исследуемого объекта.

Регистрирующее устройство представляет собой позиционно-чувствительный датчик рентгеновского излучения, позволяющий измерять интенсивность рассеянного излучения. Это может быть любой пространственно-чувствительный двухкоординатный детектор, обладающий требуемым пространственным разрешением и чувствительностью к падающему излучению. Предпочтительно, чтобы это был детектор с высоким пространственным разрешением. Чувствительность детектора определяет требуемую мощность источника излучения и скорость сканирования объекта.

Между исследуемым объектом и детектором находится пространственный фильтр. Он располагается таким образом, чтобы перекрывать первичный пучок излучения и обеспечивать прохождение на детектор когерентно рассеянного на ультрамалые углы вблизи границ первичного пучка излучения. Участки пространственного фильтра, перекрывающие прозрачные участки коллиматора, выполнены из материала, непрозрачного для падающего излучения и имеющего низкий собственный фон рассеяния. Края пространственного фильтра имеют форму, обеспечивающую низкий уровень рассеяния на них падающего излучения. С целью определения величины интенсивности излучения в первичном пучке, прошедшем через объект, на непрозрачных участках пространственного фильтра располагается ряд детекторов, которые измеряют интенсивность падающего излучения и не препятствуют прохождению рассеянного объектом излучения через прозрачные участки пространственного фильтра.

Пространственный фильтр может располагаться сразу за исследуемым объектом. Это позволяет уменьшить общий уровень шума при регистрации рассеянного излучения, за счет экранирования излучения первичного пучка, рассеянного на воздухе и элементах устройства. Однако, это требует высокой точности установки пространственного фильтра относительно первичного пучка. Пространственный фильтр может быть расположен непосредственно перед детектором, регистрирующим рассеянное излучение, или занимать какое-либо промежуточное положение между исследуемым объектом и детектором.

Все данные, полученные при просвечивании исследуемого объекта с различных направлений, поступают в систему обработки информации. При обработке данных когерентно рассеянного излучения учитывается оптическая толщина объекта на пути просвечивающего пучка. Для восстановления изображения объекта по поглощенному и рассеянному излучению используются известные принципы компьютерной томографии.

Другой вариант схемы описанного выше устройства позволяет более эффективно использовать излучение источника. Он содержит источник проникающего излучения, коллиматор, формирующий падающий на объект поток излучения в виде нескольких узких малорасходящихся пучков, расположенный за объектом пространственный фильтр и позиционно-чувствительный детектор. Коллиматор выполнен в виде регулярной периодической структуры, представляющей собой прозрачные для излучения участки в виде щелей или каналов и чередующиеся с ними непрозрачные участки.

Формируемые лучи перекрывают отдельную полосу в проекции объекта. Пространственный фильтр представляет собой подобную коллиматору регулярную периодическую структуру, в которой участки, соответствующие прозрачным участкам коллиматора, выполнены из непрозрачного для проникающего излучения материала так, что непрозрачные участки фильтра перекрывают прозрачные участки коллиматора. При этом размеры каналов (или щелей) и период структуры коллиматора, а также размеры прозрачных участков пространственного фильтра должны обеспечить регистрацию на позиционно-чувствительном детекторе рассеянного под ультрамалыми углами излучения. Расположенные на непрозрачных участках пространственного фильтра детекторы позволяют определять интенсивность излучения первичных пучков, прошедших через объект. Форма и расположение каналов может быть различной: например, щели, круглые отверстия, расположенные в гексагональной упаковке и т.д., что определяется характером исследуемых в данной установке объектов. Общими требованиями, предъявляемыми к такому типу коллиматоров, являются следующие: во-первых, линии поверхностей, образующих прозрачные каналы, должны сходиться на фокусном пятне источника с целью увеличения эффективности использования лучевой энергии установки, при этом излучение в различные каналы коллиматора может попадать из разных областей фокусного пятна источника (возможность использования мощных широкофокусных источников излучения); во-вторых,

коллиматор должен формировать лучки, шириной и расходимостью γ такой, чтобы иметь возможность регистрировать рассеянное в малоугловом диапазоне излучение, т.е. чтобы любой рассеянный объектом под малым углом α луч выходил за границы первичного пучка в зоне регистрации; в-третьих, период структуры коллиматора должен быть такой, чтобы соседние лучки не перекрывались друг с другом в плоскости детектора, что позволяет регистрировать рассеяние на малые углы вплоть до угла β (α и β - углы, определяющие регистрируемый малоугловой диапазон: α может быть 5 угловых секунд и больше, β - до 1 градуса).

Для выполнения этих требований вход и выход коллиматора должны быть разнесены на расстояние, значительно превышающее размеры апертуры коллиматора. Конструктивно щелевой коллиматор может быть выполнен в виде чередующихся непрозрачных для излучения пластин и зазоров между ними или в виде двух диафрагм - с одной или несколькими щелями на входе и многощелевой на выходе - расположенных должным образом и т.д.. Аналогично, коллиматор, имеющий прозрачные для излучения каналы с круглой апертурой, может быть выполнен конструктивно в виде капиллярного жгута или двух диафрагм: входной диафрагмы с одним или несколькими отверстиями и выходной - с многими отверстиями.

Пространственный фильтр является ответной регулярной периодической структурой для коллиматора, т.е. он устроен таким образом, что задерживает прямые лучки, сформированные коллиматором, и пропускает без помех излучение, рассеянное в плоскости объекта под малыми углами в угловом диапазоне от α до β . Конструктивное выполнение пространственного фильтра должно соответствовать используемому коллиматору: для линейного коллиматора пространственный фильтр должен быть выполнен в виде линейного раstra, для коллиматора с плотной упаковкой цилиндрических каналов - в виде раstra с круглыми отверстиями и гексагональной ячейкой.

Другой вариант устройства предусматривает использование пространственного фильтра, полупрозрачного для падающего излучения. В этом случае пространственный фильтр выполнен из материала, имеющего низкий собственный уровень рассеяния излучения и ослабляющего интенсивность излучения, прошедшего через объект, в известное число раз, до уровня интенсивности рассеянного излучения. Предпочтительно, чтобы интенсивность излучения на границе первичного пучка, ослабленная пространственным фильтром, была на порядок меньше, чем интенсивность

излучения, рассеянного объектом на ультрамалые углы, вблизи границы первичного пучка. В этом случае позиционно-чувствительный детектор, расположенный за пространственным фильтром, одновременно регистрирует интенсивность излучения в первичном пучке и излучения, рассеянного объектом на ультрамалые углы.

Другой вариант устройства для компьютерной томографии дает возможность определять рассеивающие свойства исследуемого объекта, начиная с углов рассеяния в несколько секунд, что позволяет чувствовать структурные элементы с большим периодом и значительно уменьшить дозу облучения объекта. Сущность физического метода, используемого в описываемом устройстве для регистрации излучения, рассеянного на малые углы, заключается в следующем: пучок проникающего излучения, имеющий в сечении точечную или штриховую форму, регистрируется высокоразрешающим позиционно-чувствительным детектором. Распределение интенсивности излучения в плоскости детектора будет определяться оптической передаточной функцией устройства. При помещении объекта в устройство полная оптическая передаточная функция устройства, а, следовательно, и распределение интенсивности излучения в плоскости детектора изменится. Изменение формы распределения интенсивности излучения будет определяться функцией рассеяния объекта.

В качестве одного из вариантов устройства, работающего на этом принципе, может быть использована система, состоящая из источника рентгеновского излучения, одного или нескольких коллиматоров, каждый из которых формирует излучение в виде плоского веерного пучка, имеющего в одном направлении угловое распределение интенсивности, по форме близкое к δ -функции, и в другом - перекрывающего всю исследуемую область объекта, и высокоразрешающего двухкоординатного детектора. Высокорастворительный детектор измеряет распределение интенсивности излучения в рентгеновском пучке при наличии и в отсутствии объекта. Для обеспечения точности измерений необходимо, чтобы размеры отдельных чувствительных элементов детектора были меньше полуширины распределения интенсивности рентгеновского пучка в плоскости регистрации, предпочтительно меньше на порядок. Детектор должен регистрировать угловое распределение интенсивности в первичном пучке вплоть до угла в несколько десятков минут. Такой способ измерений позволяет регистрировать рассеянные под

ультрамалыми углами рентгеновские лучи, не только выходящие за границы пучка, но и те, что приводят к перераспределению интенсивности излучения внутри пучка. Чтобы иметь возможность сравнивать незначительные изменения больших сигналов при обработке данных, полученные распределения интенсивности излучения в пучке при наличии и в отсутствии объекта нормируют на общую интенсивность падающего и прошедшего через объект излучения, соответственно. Таким образом, полученные данные приводятся к общим условиям, и изменение формы кривой распределения интенсивности излучения в пучке (разность нормированного пространственного распределения интенсивности) будет отражать функцию рассеяния среды, через которую проходит излучение, при этом одновременно определяется коэффициент поглощения среды.

Оптимальные условия регистрации при исследовании различных объектов могут быть осуществлены путем подбора жесткости, т.е. длины волны, используемого проникающего излучения. Чем мягче используемое излучение (больше длина волны), тем сильнее изменяется нормированная кривая распределения интенсивности в просвечивающем пучке за объектом, однако при этом возрастает доля излучения, поглощенного в объекте, и уменьшается сигнал на детекторе. Выбор оптимальных параметров проникающего излучения зависит от характера исследуемого объекта и в каждом случае осуществляется индивидуально. При использовании полихроматического источника излучения это может быть осуществлено либо подбором фильтра, вырезающего требуемый спектральный диапазон излучения, либо путем использования детектора, селективно-чувствительного к выделенному диапазону энергии регистрируемых квантов. В последнем случае на детекторе для каждого спектрального диапазона проникающего излучения регистрируется свое распределение интенсивности в пучке за объектом. Общим требованием к детекторам при такой схеме одновременной регистрации излучения, рассеянного и прошедшего через объект, является их способность измерять интенсивность излучения в широком динамическом диапазоне значений. Например интенсивность рассеянного излучения меньше интенсивности в прошедшем пучке в 10^3 - 10^5 раз. Детектор должен измерять весь этот диапазон значений интенсивности излучения.

Другой вариант схемы позволяет определять рассеивающие и поглощающие свойства исследуемого объекта при использовании широкого

пучка проникающего излучения. Этот вариант схемы позволяет эффективнее использовать излучение источника. Он отличается тем, что коллиматор представляет собой многощелевую периодическую структуру, формирующую поток рентгеновского излучения в виде широкого пучка, промодулированного с высокой пространственной частотой. Детектор, имеющий высокое пространственное разрешение в плоскости регистрации, измеряет периодически модулированное распределение интенсивности излучения при наличии и в отсутствии объекта. Наличие объекта в устройстве приводит к изменению функции модуляции распределения интенсивности в плоскости детектора, что позволяет определять следующие параметры исследуемого вещества: уменьшение среднего значения интенсивности вдоль направления модуляции пучка определяет величину поглощения рентгеновского излучения различными частями объекта, а изменение глубины модуляции распределения интенсивности содержит в неявном виде функцию рассеяния объекта. Для обнаружения неоднородности в объекте, занимаемой исследуемым веществом, необходимо, чтобы период пространственной модуляции излучения в объекте был меньше размера самой неоднородности.

Чувствительность описываемой установки к регистрации интенсивности рассеянного излучения определяется пространственной частотой и глубиной модуляции падающего излучения и разрешением используемого детектора. Чем выше пространственная частота модуляции излучения и больше глубина модуляции, тем сильнее будет изменяться функция распределения интенсивности излучения при внесении объекта. Однако максимальные значения допустимой пространственной частоты модуляции излучения ограничены параметрами используемого модулятора и разрешением регистрирующих элементов. Пространственная чувствительность детектора должны быть меньше периода пространственной модуляции излучения, предпочтительно на порядок. Необходимо также, чтобы детектор был чувствителен к регистрации излучения в широком динамическом диапазоне значений интенсивности.

Во всех описанных выше устройствах может использоваться пучок проникающего излучения различной формы, в зависимости от характера исследуемого объекта. Например для исследования объектов, имеющих анизотропию рассеивающих свойств (анизотропную структуру) необходимо, чтобы устройство имело возможность регистрировать рассеяние объекта по крайней мере в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Для этого могут

быть использованы: точечный пучок просвечивающего излучения, два взаимно перпендикулярных плоских веерных пучка, имеющих одинаковое направление распространения и т.д..

Сущность изобретения поясняется следующими фигурами чертежей, где:

на фиг.1 показан один из вариантов томографической установки, в которой пучок проникающего излучения в направлении, перпендикулярном плоскости вращения оптической системы, полностью перекрывает исследуемую область объекта;

на фиг.2 изображено устройство, в котором перемещение системы "источник - коллиматор - пространственный фильтр - детектор" относительно объекта производится по спиральной траектории;

на фиг.3 показана схема томографа, в котором используется несколько идентичных систем "источник - коллиматор - пространственный фильтр - детектор";

на фиг.4 показана томографическая установка, в которой система "источник - коллиматор - детектор" перемещается по траектории, лежащей на поверхности сферы, расположенной вокруг исследуемой области объекта;

на фиг.5 показана одна из темнопольных схем одновременной регистрации малоуглового рассеянного излучения и излучения первичного пучка согласно данному изобретению;

на фиг.6 показана та же схема одновременной регистрации малоуглового рассеянного излучения и излучения первичного пучка с установленной на пути первичного пучка полупрозрачной ловушкой, понижающей уровень интенсивности в этом пучке до уровня интенсивности рассеянного излучения;

на фиг.7 показана схема с многощелевым коллиматором и пространственным полупрозрачным фильтром перед детектором,

на фиг.8 изображена другая схема одновременной регистрации малоуглового рассеянного излучения и излучения первичного пучка, в которой детектор измеряет распределение интенсивности излучения в первичном пучке за объектом;

на фиг.9 показана еще одна схема регистрации с пространственной модуляцией падающего на объект излучения.

Одним из вариантов устройства для получения картины распределения электронной плотности в исследуемом объекте является показанный на фиг.1 малоугловой томограф, включающий в себя источник 1 излучения, коллиматор

2, пространственно-чувствительный детектор 3 и расположенный между исследуемым объектом 4 и детектором 3 пространственный фильтр 5. Веерообразный пучок 6 проникающего излучения, формируемый коллиматором 2, имеет в одном направлении (плоскости вращения) ширину и угловую расходимость, обеспечивающие регистрацию малоуглового рассеяния, начиная с угла α (α - может быть несколько угловых секунд). В перпендикулярном направлении пучок перекрывает всю исследуемую область объекта. Рассеянное излучение 7 регистрируется детектором 3 в направлении, перпендикулярном плоскости пучка. Излучение 8 первичного пучка за объектом регистрируется линейкой детекторов 9, расположенных на пространственном фильтре 5. Разрешение структурных неоднородностей в исследуемом объекте в направлении, перпендикулярном плоскости веерного пучка, определяются шириной самого пучка; а в направлении вдоль плоскости пучка определяются размерами чувствительных элементов детектора. Система перемещения (на чертеже не показана) обеспечивает вращение источника, коллиматора, пространственного фильтра и детектора вокруг исследуемого объекта 4 на угол 360° . За один цикл измерений система осуществляет один или несколько оборотов, при этом под каждым из углов просвечивания объекта регистрируются прошедшее 8 и рассеянное 7 объектом излучение. Компьютерная система обрабатывает полученные данные и ставит в соответствие каждой области исследуемого объекта ее рассеивающие (распределение электронной плотности) и поглощающие свойства. В результате этого осуществляется реконструкция внутренней структуры объекта.

Другой вариант устройства, показанный на фиг.2, предусматривает создание трехмерного изображения внутренней структуры исследуемого объекта 4, имеющего значительные размеры в одном направлении. При этом оптическая система: источник 1, коллиматор 2, пространственный фильтр 5, детектор 3 - осуществляет спиральное перемещение относительно исследуемого объекта 4. Например, это может быть система источник 1, коллиматор 2, пространственный фильтр 5, детектор 3, аналогичная описанной выше, причем пространственный фильтр 5 выполнен из материала, полупрозрачного для проникающего излучения, который уменьшает интенсивность излучения в первичном пучке за объектом до уровня интенсивности излучения, рассеянного под малыми углами. Коллиматор 2 расположен таким образом, что плоскость формируемого им веерного пучка

лежит в плоскости вращения системы. Поперечные размеры просвечивающего пучка должны быть больше поперечных размеров любой области исследуемого объекта. Оптическая система расположена на жесткой раме 10, которая может поворачиваться вокруг исследуемого объекта на угол 360° . При вращении рамы 10 ложе-транспортёр 11, на котором располагается исследуемый объект 4, перемещается вдоль оси вращения. Пучок проникающего излучения последовательно просвечивает каждую область объекта со всех направлений (360°). Скорость перемещения объекта определяется скоростью вращения оптической системы и чувствительностью детектора 3. Выделение и обработка сигнала, отвечающего малоугловому рассеянию и прошедшему через объект излучению, осуществляется аналогично устройству, описанному выше.

Устройство, представленное на фиг.3, предусматривает наличие нескольких идентичных систем источник 1, коллиматор 2, пространственный фильтр 5, детектор 3, расположенных под разными углами относительно объекта 4. Например, это может быть устройство, включающее в себя три и более идентичные системы, аналогичные описанным выше, расположенные равномерно под разными углами в одной плоскости. Формируемые каждой из систем веерные пучки 6 лежат в одной плоскости, соответствующей плоскости расположения самих систем, и перекрывают всю исследуемую область объекта. Реконструкция внутренней структуры просвечиваемой области объекта осуществляется при сопоставлении данных, полученных от каждой из систем. Для получения трехмерного изображения внутренней структуры объекта, исследуемый объект и устройство перемещаются друг относительно друга. Например, это может быть перемещение устройства как целого (плоскости систем) в направлении продольной оси объекта 4. Выделение данных, соответствующих рассеянному и поглощенному в исследуемом объекте излучению, и реконструкция трехмерного изображения объекта осуществляется аналогично устройствам, описанным выше. Использование нескольких систем позволяет увеличить скорость получения данных об исследуемом объекте.

На фиг.4 показано устройство для компьютерной томографии, основанное на принципе реконструкции внутренней структуры объекта по данным рассеянного и поглощенного объектом излучения, состоящее из источника 1 излучения, коллиматора 2, высокоразрешающего позиционно-чувствительного детектора 3. Коллиматор формирует точечный или штриховой

пучок, просвечивающий исследуемую область объекта. При этом оптическая система: источник 1 излучения, коллиматор 2 и детектор 3 перемещаются по сложной траектории, лежащей на поверхности сферы, расположенной вокруг исследуемой области объекта 4. Формируемый коллиматором пучок должен отвечать условиям, необходимым для регистрации излучения, рассеянного под малыми углами, и одновременно регистрации прошедшего через объект излучения. Выделение данных, соответствующих рассеянному и поглощенному в исследуемом объекте излучению, происходит по одной из схем, описанных выше. Например, по определению изменения распределения интенсивности излучения в первичном пучке за объектом. При этом чувствительные элементы детектора 3 должны быть меньше полуширины распределения интенсивности рентгеновского пучка в плоскости регистрации, предпочтительно меньше на порядок. Количество проекций исследуемой области объекта, полученных при перемещении оптической системы устройства по траектории, должно быть достаточным для формирования трехмерного изображения распределения электронной плотности в этой области. После обработки компьютерная система формирует трехмерное изображение исследуемой области объекта. Такое устройство может быть, например, использовано для получения томограмм мозга.

На фиг.5-9 показаны различные варианты оптических схем одновременной регистрации излучения, рассеянного под малыми углами, и излучения первичного пучка за объектом.

В качестве одного из вариантов такой схемы (фиг.5) может быть использована система, состоящая из источника 1 рентгеновского излучения, коллиматора 2, выполненного, например, по схеме Кратки, формирующего излучение в виде плоского веерного пучка, шириной и угловой расходимостью, по крайней мере в одном направлении, такой, чтобы иметь возможность регистрировать рассеянное излучение в ультрамалоугловом диапазоне, в другом направлении формируемый коллиматором пучок должен перекрывать всю исследуемую область объекта 4, пространственного фильтра 5 и двухкоординатного позиционно-чувствительного детектора 3. На пространственном фильтре 5 размещены детекторы 9, измеряющие интенсивность излучения в первичном пучке за объектом. При этом детекторы 9 должны иметь такие размеры и быть расположены таким образом, чтобы не влиять на регистрацию двухкоординатным детектором 3 излучения 7 рассеянного объектом 4.

На фиг.6 представлен другой вариант схемы для одновременной регистрации излучения, рассеянного 7 и прошедшего 8 через объект 4. В этой схеме предусмотрено введение в канал прошедшего 8 через объект пучка пространственного фильтра 5, частично пропускающего излучение. Предпочтительно, чтобы интенсивность излучения на границах первичного пучка за пространственным фильтром 5 была на порядок меньше, чем интенсивность рассеянного излучения 7 вблизи границ первичного пучка. При этом функция рассеяния излучения объектом определяется непосредственно по данным, полученным с детектора 3, а интенсивность излучения, прошедшего через объект, вычисляется по известному коэффициенту поглощения излучения фильтром.

Еще один вариант схемы (фиг.7) для одновременной регистрации излучения, рассеянного 7 и прошедшего 8 через объект 4, может содержать источник 1 проникающего излучения, коллиматор 2, формирующий падающий на объект поток излучения в виде нескольких узких малорасходящихся пучков, расположенный за объектом пространственный фильтр 5 и позиционно-чувствительный детектор 3. Коллиматор 2 выполнен в виде регулярной периодической структуры, представляющей собой прозрачные для излучения участки в виде щелей или каналов и чередующиеся с ними непрозрачные участки.

Формируемые лучи перекрывают отдельную полосу в проекции объекта 4. Пространственный фильтр 5 представляет собой подобную коллиматору 2 регулярную периодическую структуру, в которой участки, соответствующие прозрачным участкам коллиматора, выполнены из полупрозрачного для проникающего излучения материала так, что полупрозрачные участки фильтра 5 перекрывают прозрачные участки коллиматора 2. При этом размеры каналов (или щелей) и период структуры коллиматора 2, а также размеры прозрачных участков пространственного фильтра 5 должны обеспечить регистрацию на позиционно-чувствительном детекторе 3 малоуглового рассеянного 7 излучения и, отдельно, ослабленного излучения, прошедшего 8 через объект 4. Форма и расположение каналов определяются характером исследуемых в данной установке объектов. Общими требованиями, предъявляемыми к такому типу коллиматоров, являются следующие: во-первых, линии поверхностей, образующих прозрачные каналы, должны сходиться на фокусном пятне источника с целью увеличения энергоотдачи установки, при этом излучение в различные каналы коллиматора 2 может попадать из разных областей

фокусного пятна источника 1 (использование мощных широкофокусных источников излучения); во-вторых, коллиматор должен формировать пучки шириной и расходимостью γ такой, чтобы иметь возможность регистрировать рассеянное в малоугловом диапазоне излучение, т.е., чтобы любой рассеянный объектом под малым углом α луч выходил за границы первичного пучка в зоне регистрации; в-третьих, период структуры коллиматора должен быть такой, чтобы соседние пучки не перекрывались друг с другом в плоскости детектора, что позволяет регистрировать рассеяние на малые углы вплоть до угла β (α и β - углы, определяющие регистрируемый малоугловой диапазон: α может быть 5 угловых секунд и больше, β - до 1 градуса).

Конструктивно щелевой коллиматор может быть выполнен, например, в виде чередующихся непрозрачных для излучения пластин и зазоров между ними.

Пространственный фильтр малоуглового излучения является ответной регулярной периодической структурой для коллиматора, т.е. он устроен таким образом, что ослабляет прямые лучи, сформированные коллиматором, и пропускает без помех излучение, рассеянное в плоскости объекта под малыми углами в угловом диапазоне от α до β . Конструктивное выполнение пространственного фильтра должно соответствовать используемому коллиматору: для линейного коллиматора пространственный фильтр должен быть выполнен в виде линейного раstra. Величина ослабления излучения прямого пучка определяется коэффициентом поглощения пространственного фильтра.

На фиг.8 представлена другая схема для одновременной регистрации малоуглового рассеянного излучения и излучения первичного пучка, в которой высокоразрешающий детектор 3 измеряет распределение интенсивности излучения в рентгеновском пучке при наличии 7 и в отсутствии 8 объекта 4. В этом случае коллиматор 2 формирует излучение источника 1 в виде плоского веерного пучка, имеющего в одном направлении угловое распределение интенсивности, по форме близкое к δ -функции, и в другом - перекрывающего всю исследуемую область объекта. Для обеспечения точности измерений необходимо, чтобы размеры отдельных чувствительных элементов детектора были меньше полуширины распределения интенсивности рентгеновского пучка 8 в плоскости регистрации, предпочтительно меньше на порядок. Такой способ измерений позволяет регистрировать рассеянные 7 под малыми углами рентгеновские лучи, не только выходящие за границы пучка, но и те,

что приводят к перераспределению интенсивности излучения внутри пучка. Чтобы иметь возможность сравнивать незначительные изменения больших сигналов при обработке данных, полученные распределения интенсивности излучения в пучке при наличии и в отсутствии объекта нормируют на общую интенсивность падающего и прошедшего через объект излучения, соответственно. Таким образом, полученные данные приводятся к общим условиям, и изменение формы кривой распределения интенсивности излучения в пучке (разность нормированного пространственного распределения интенсивности) будет отражать функцию рассеяния среды, через которую проходит излучение. Общим требованием к детекторам при такой схеме одновременной регистрации излучения, рассеянного 7 и прошедшего 8 через объект, является их способность измерять интенсивность излучения в широком динамическом диапазоне значений.

Другой вариант схемы (фиг.9) позволяет определять рассеивающие и поглощающие свойства исследуемого объекта при использовании широкого пучка проникающего излучения. Этот вариант схемы позволяет эффективнее использовать излучение источника 1. Он отличается тем, что коллиматор 2 представляет собой многощелевую периодическую структуру, формирующую поток рентгеновского излучения в виде широкого пучка, промодулированного с высокой пространственной частотой. Детектор 3, имеющий высокое пространственное разрешение в плоскости регистрации, измеряет периодически модулированное распределение интенсивности излучения при наличии и в отсутствии объекта 4. Наличие объекта 4 в устройстве приводит к изменению функции модуляции распределения интенсивности в плоскости детектора 3, что позволяет определять следующие параметры исследуемого вещества: величину поглощения рентгеновского излучения различными частями объекта по уменьшению среднего значения интенсивности вдоль направления модуляции пучка, функцию рассеяния объекта по изменению глубины модуляции распределения интенсивности. Для обнаружения неоднородности в объекте, занимаемой исследуемым веществом, необходимо, чтобы период пространственной модуляции излучения в объекте был меньше размера самой неоднородности.

Чувствительность описываемой установки к регистрации интенсивности рассеянного излучения определяется пространственной частотой и глубиной модуляции падающего излучения и разрешением используемого детектора. Чем выше пространственная частота модуляции излучения и больше глубина

модуляции, тем сильнее будет изменяться функция распределения интенсивности излучения при внесении объекта. Однако максимальные значения допустимой пространственной частоты модуляции излучения ограничены параметрами используемого модулятора и разрешением регистрирующих элементов. Пространственная чувствительность детектора должна быть меньше периода пространственной модуляции излучения, предпочтительно, на порядок. Необходимо также, чтобы детектор был чувствителен к регистрации излучения в широком динамическом диапазоне значений интенсивности.

Формула изобретения

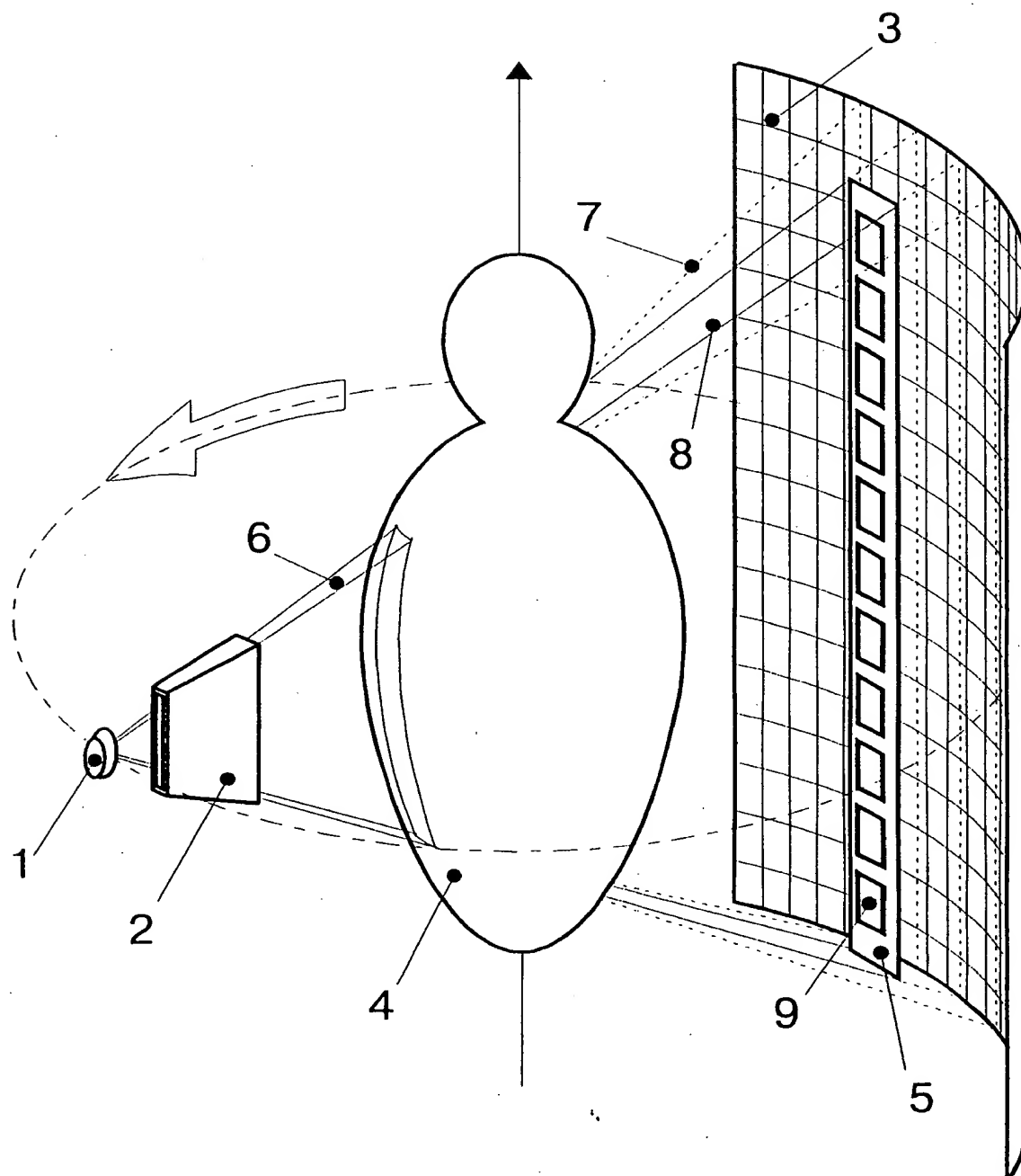
1. Устройство для малоугловой компьютерной томографии, содержащее источник проникающего излучения, коллиматор, формирующий падающий на объект поток излучения в виде одного или нескольких узких, малорасходящихся, по крайней мере, в одном направлении пучков, координатно-чувствительный детектор, осуществляющий регистрацию когерентного излучения, рассеянного на малые углы, систему относительного перемещения комплекса «источник - коллиматор - детектор» и объекта, и компьютерную систему обработки информации, полученной с координатно-чувствительного детектора, отличающееся тем, что между объектом и координатно-чувствительным детектором установлен пространственный фильтр, отделяющий излучение, рассеянное объектом на ультрамалые углы относительно направления падающего пучка.
2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что коллиматор выполнен в виде регулярной периодической структуры, представляющей собой прозрачные для излучения участки в виде щелей или каналов и чередующиеся с ними непрозрачные участки, и перекрывающий отдельную полосу в проекции объекта, пространственный фильтр представляет собой подобную коллиматору регулярную периодическую структуру, в которой участки, соответствующие прозрачным участкам коллиматора, выполнены из непрозрачного для излучения материала, а участки фильтра, перекрывающие непрозрачные участки коллиматора, выполнены прозрачными для проникающего излучения, на непрозрачных участках фильтра размещены детектирующие элементы для измерения прошедшего через объект излучения, при этом размеры каналов или щелей и периодические структуры коллиматора должны обеспечивать регистрацию на позиционно-чувствительном детекторе рассеянного под ультрамалыми углами излучения.
3. Устройство по п.1, отличающееся тем, что коллиматор выполнен в виде регулярной периодической структуры, представляющей собой прозрачные для излучения участки в виде щелей или каналов и чередующиеся с ними непрозрачные участки, и перекрывающей отдельную полосу в проекции объекта, перед детектором расположен пространственный фильтр, представляющий собой подобную коллиматору регулярную периодическую структуру, в которой участки, перекрывающие непрозрачные участки

коллиматора, выполнены прозрачными для проникающего излучения, а участки, перекрывающие прозрачные участки коллиматора - из материала, частично поглощающего излучение и снижающего интенсивность прошедшего через эти участки излучения до уровня рассеянного под малыми углами излучения, прошедшего на координатно-чувствительный детектор через прозрачные участки пространственного фильтра.

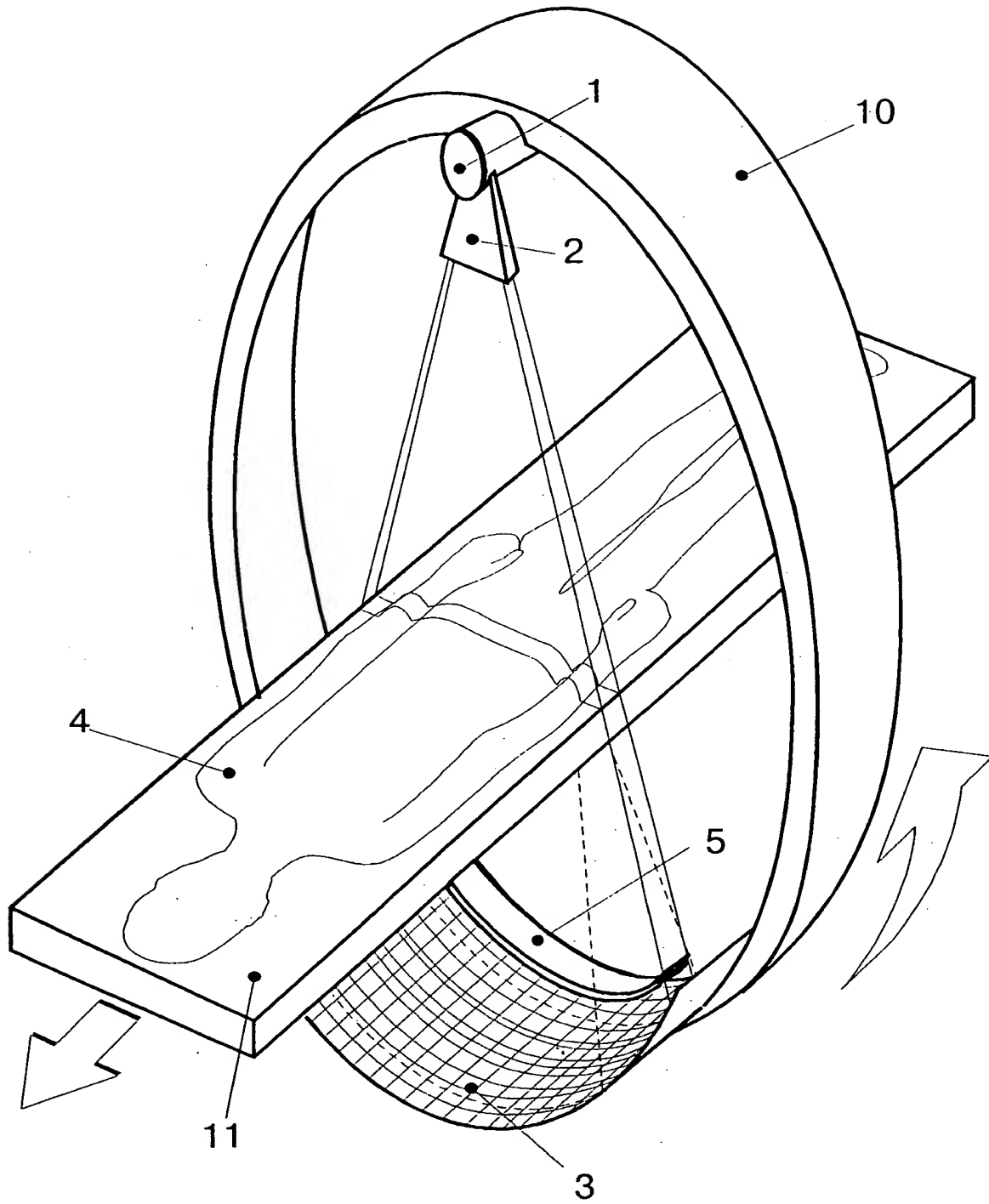
- ✓ 4. Устройство для малоугловой компьютерной томографии, содержащее источник проникающего излучения, коллиматор, формирующий падающий на объект поток излучения в виде одного или нескольких узких, малорасходящихся, по крайней мере, в одном направлении пучков, детектирующую систему, систему относительного перемещения комплекса «источник - коллиматор - детектор» и объекта и компьютерную систему обработки информации, полученной с координатно-чувствительного детектора, отличающееся тем, что детектирующая система является двухкоординатным позиционно-чувствительным детектором, установленным на таком расстоянии от объекта и имеющим такую пространственную чувствительность, которая позволяет регистрировать угловое распределение интенсивности по сечению прошедшего через объект пучка с пространственным разрешением уже полуширины распределения интенсивности в пучке в плоскости регистрации, при этом формируемый коллиматором каждый пучок в проекции объекта по крайней мере в одном направлении уже области, занимаемой контролируемым веществом в объекте.
- ✓ 5. Устройство для малоугловой компьютерной томографии, содержащее источник проникающего излучения, коллиматор, формирующий падающий на объект поток излучения в виде одного или нескольких узких, малорасходящихся, по крайней мере, в одном направлении пучков, детектирующую систему, систему относительного перемещения комплекса «источник - коллиматор - детектор» и объекта и компьютерную систему обработки информации, полученной с координатно-чувствительного детектора, отличающееся тем, что коллиматор представляет собой щелевидную структуру, формирующую набор узких, малорасходящихся пучков излучения в направлении исследуемого объекта, регистрация прошедшего через объект излучения осуществляется двухкоординатным пространственно-чувствительным детектором и связанным с детектором блоком обработки информации, при этом период многощелевой структуры

выбирается из условия обеспечения периода пространственной модуляции излучения по крайней мере в два раза меньшей размера области, занимаемой контролируемым веществом в объекте, и пространственного разрешения детектора меньше периода пространственной модуляции излучения в плоскости регистрации.

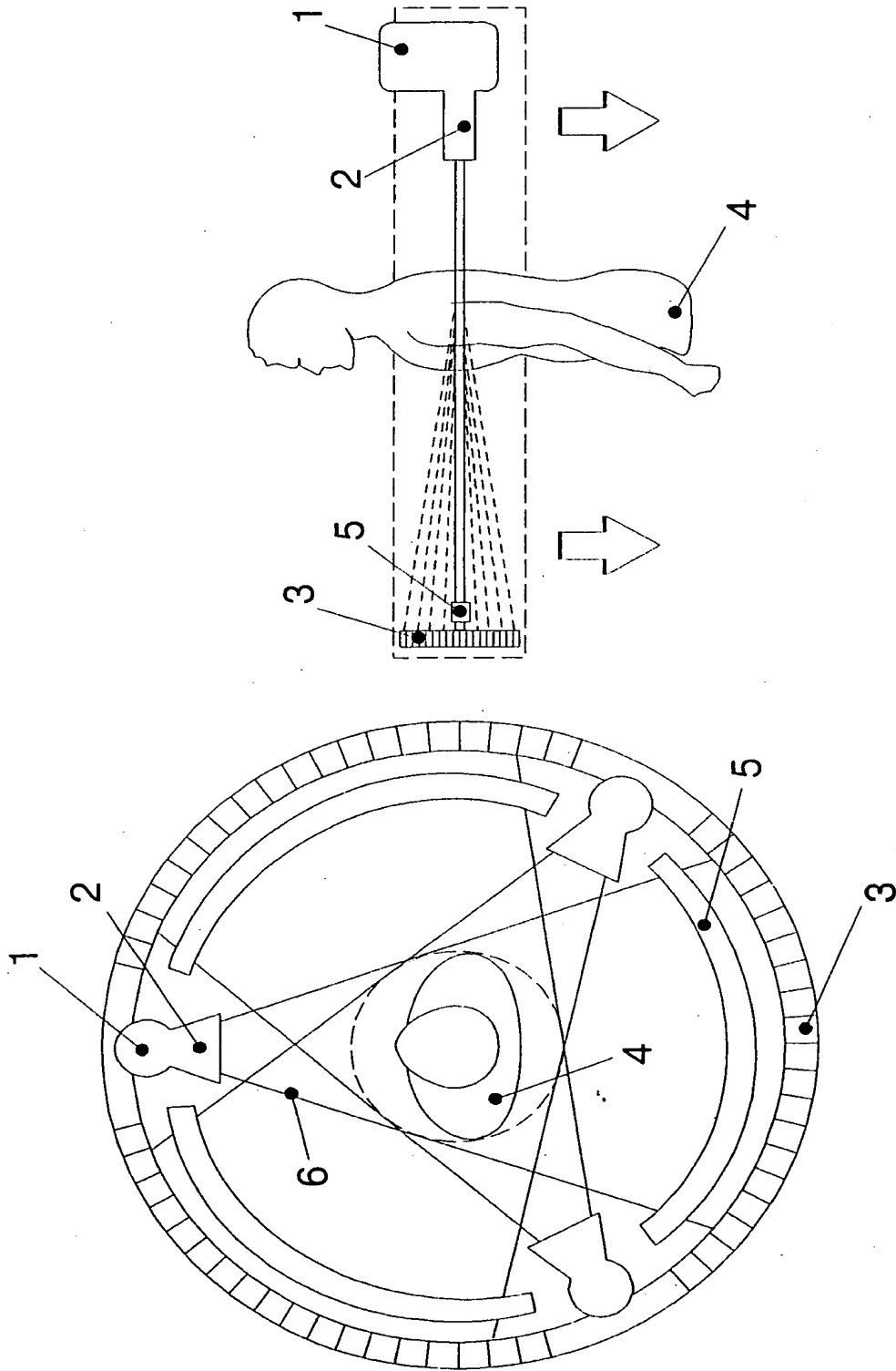
6. Устройство по одному из п.п.1-5, отличающееся тем, что каждый пучок перекрывает всю исследуемую область объекта в одном направлении, при этом комплекс «источник - коллиматор - детектор» выполнен с возможностью поворота относительно исследуемого объекта в плоскости, перпендикулярной плоскости веерного пучка, на угол 360° .
7. Устройство по одному из п.п.1-5, отличающееся тем, что комплекс «источник-коллиматор - детектор» выполнен с возможностью спирального перемещения относительно исследуемого объекта.
8. Устройство по одному из п.п.1-5, отличающееся тем, что коллиматор формирует точечный или штриховой в сечении пучок, при этом комплекс «источник-коллиматор - детектор» выполнен с возможностью перемещения по сложной траектории, лежащей на поверхности сферы, расположенной вокруг исследуемой области объекта.



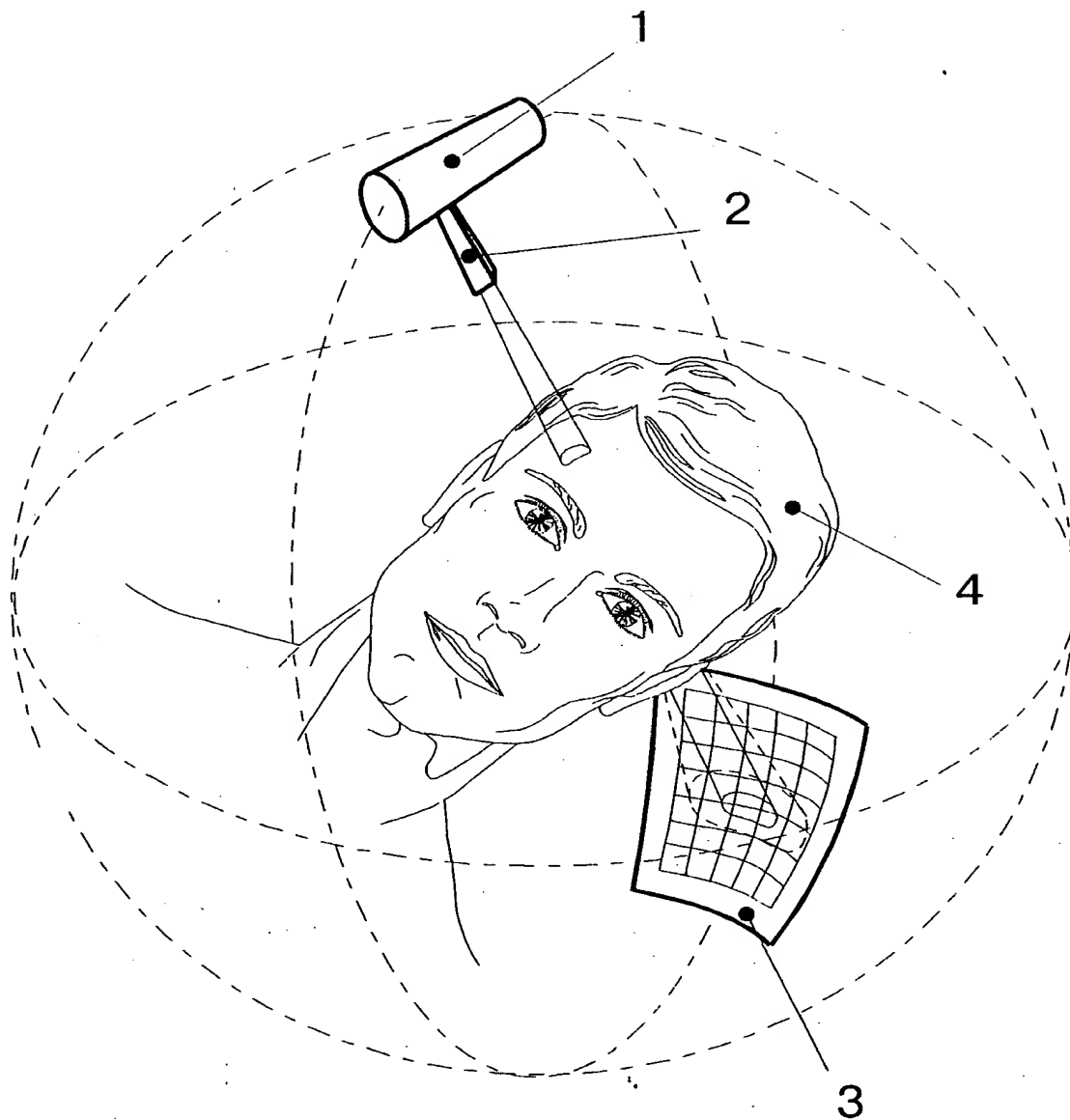
Фиг. 1



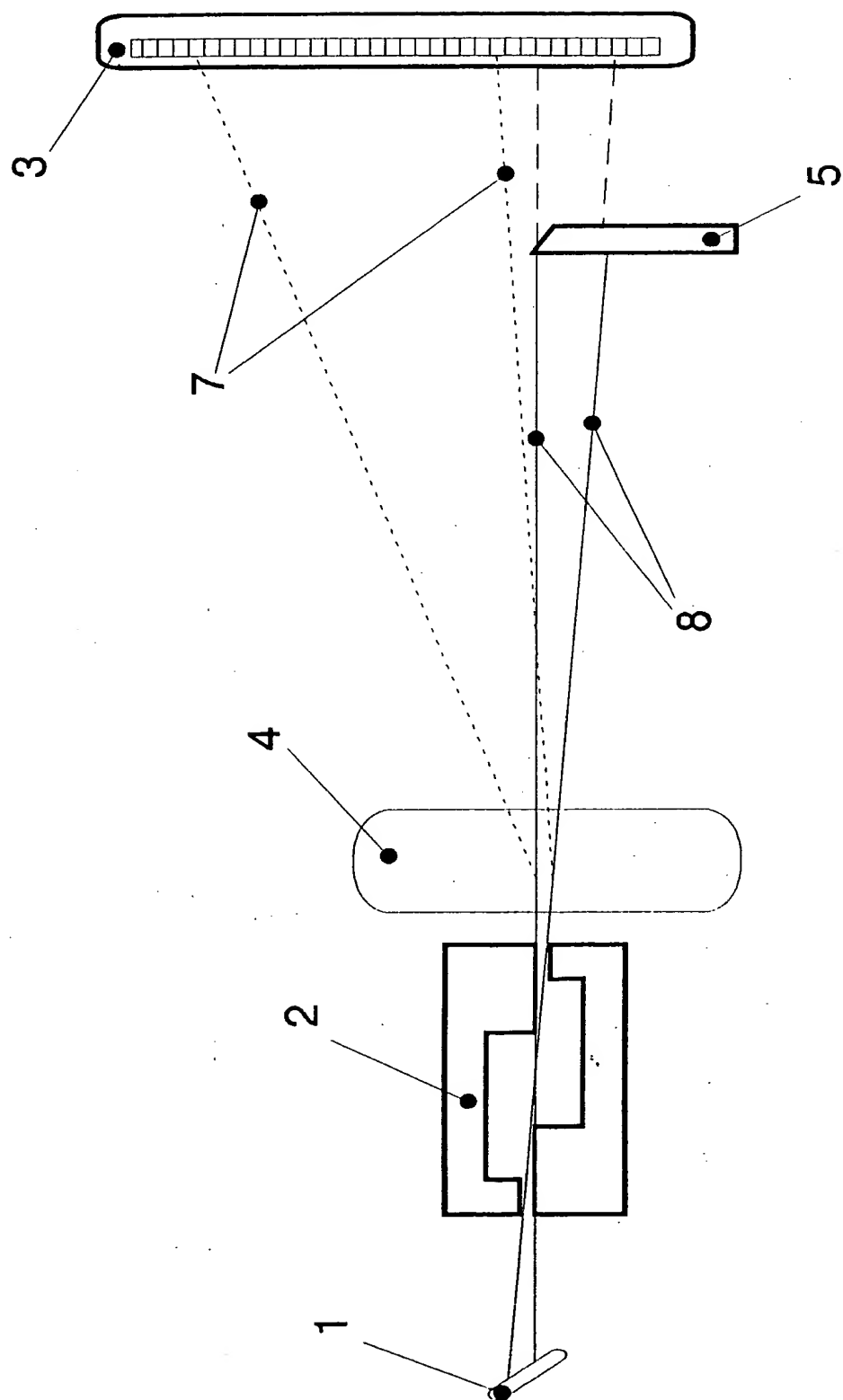
Фиг. 2



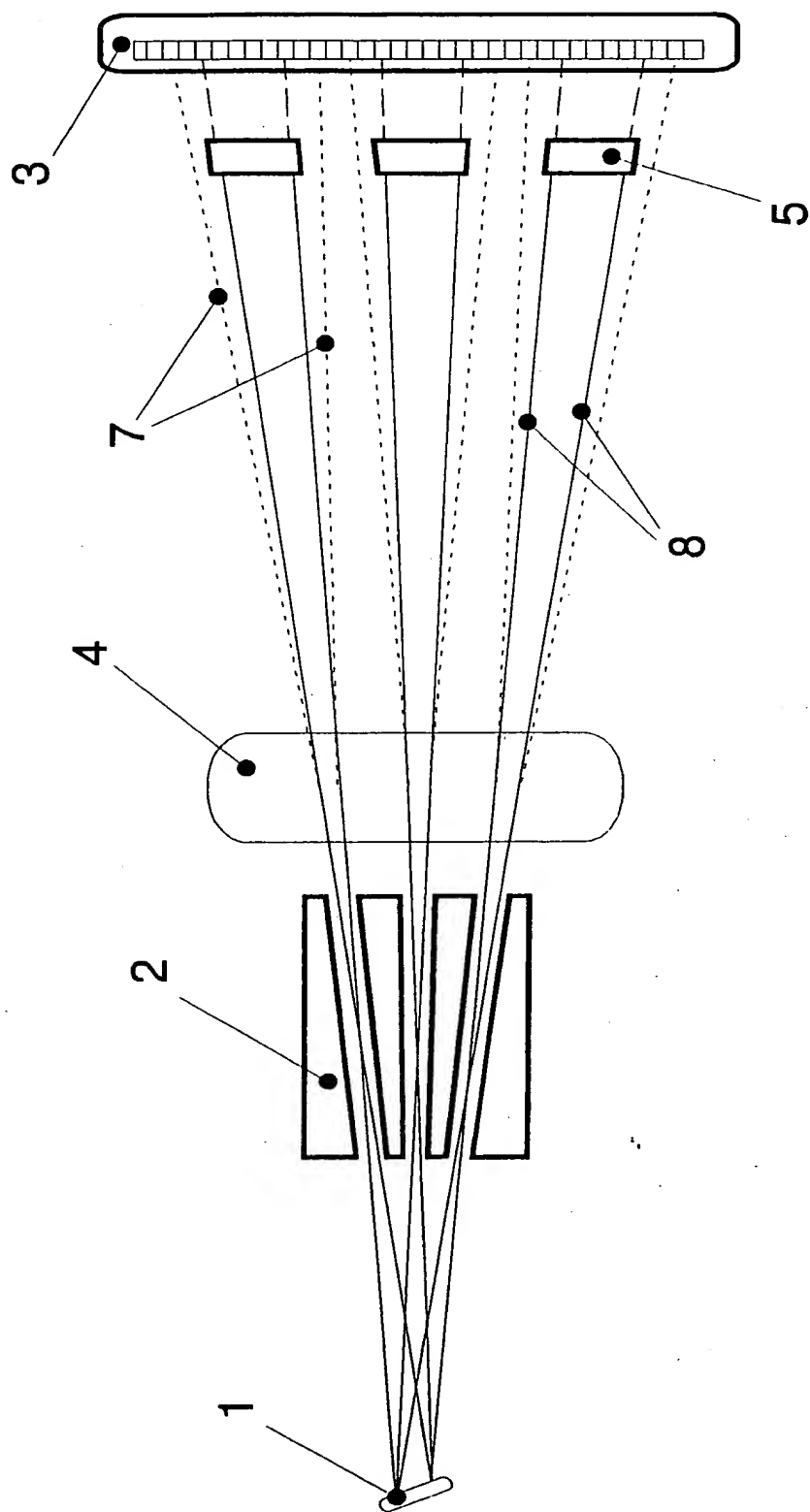
Фиг. 3



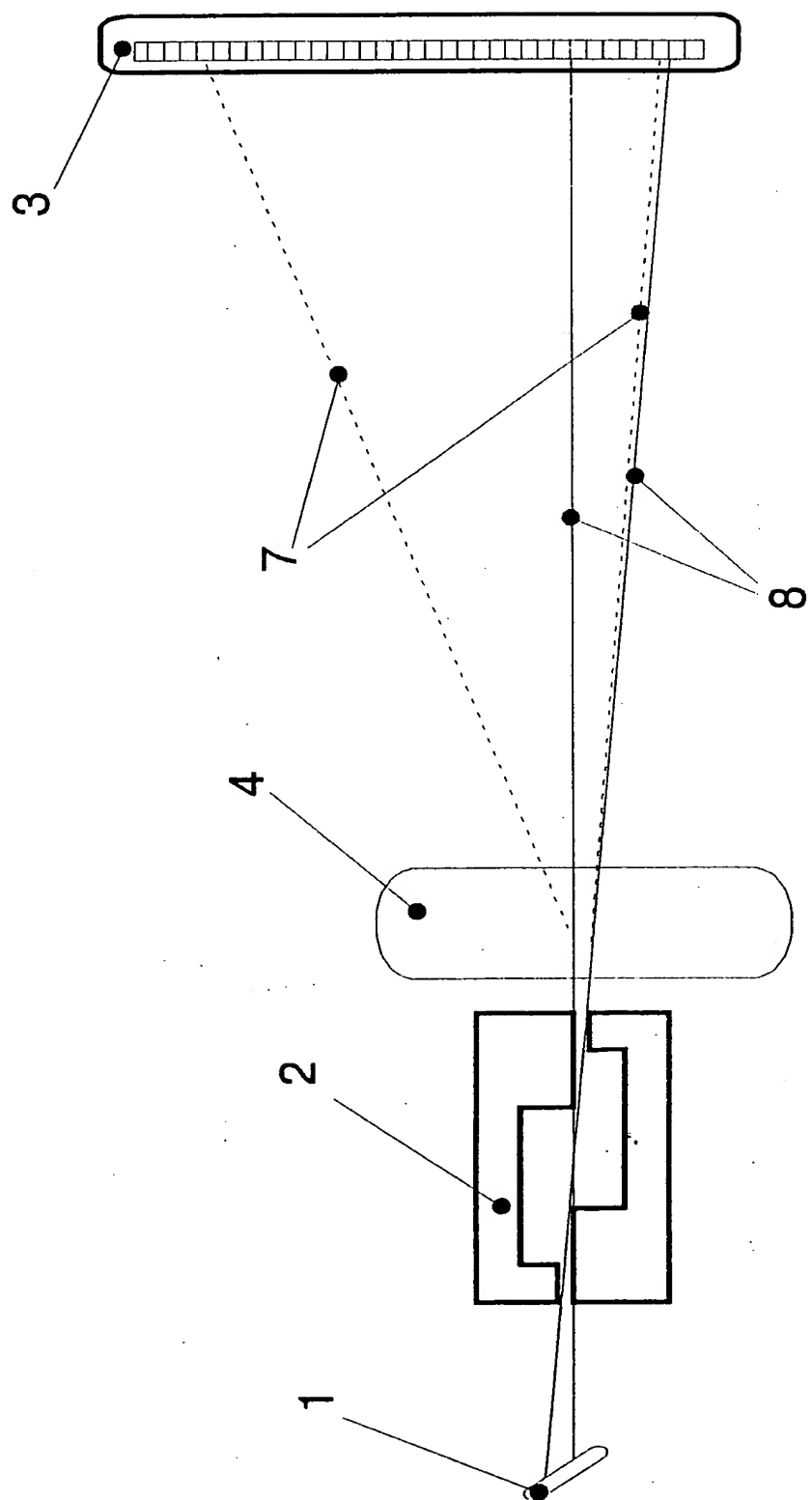
Фиг. 4



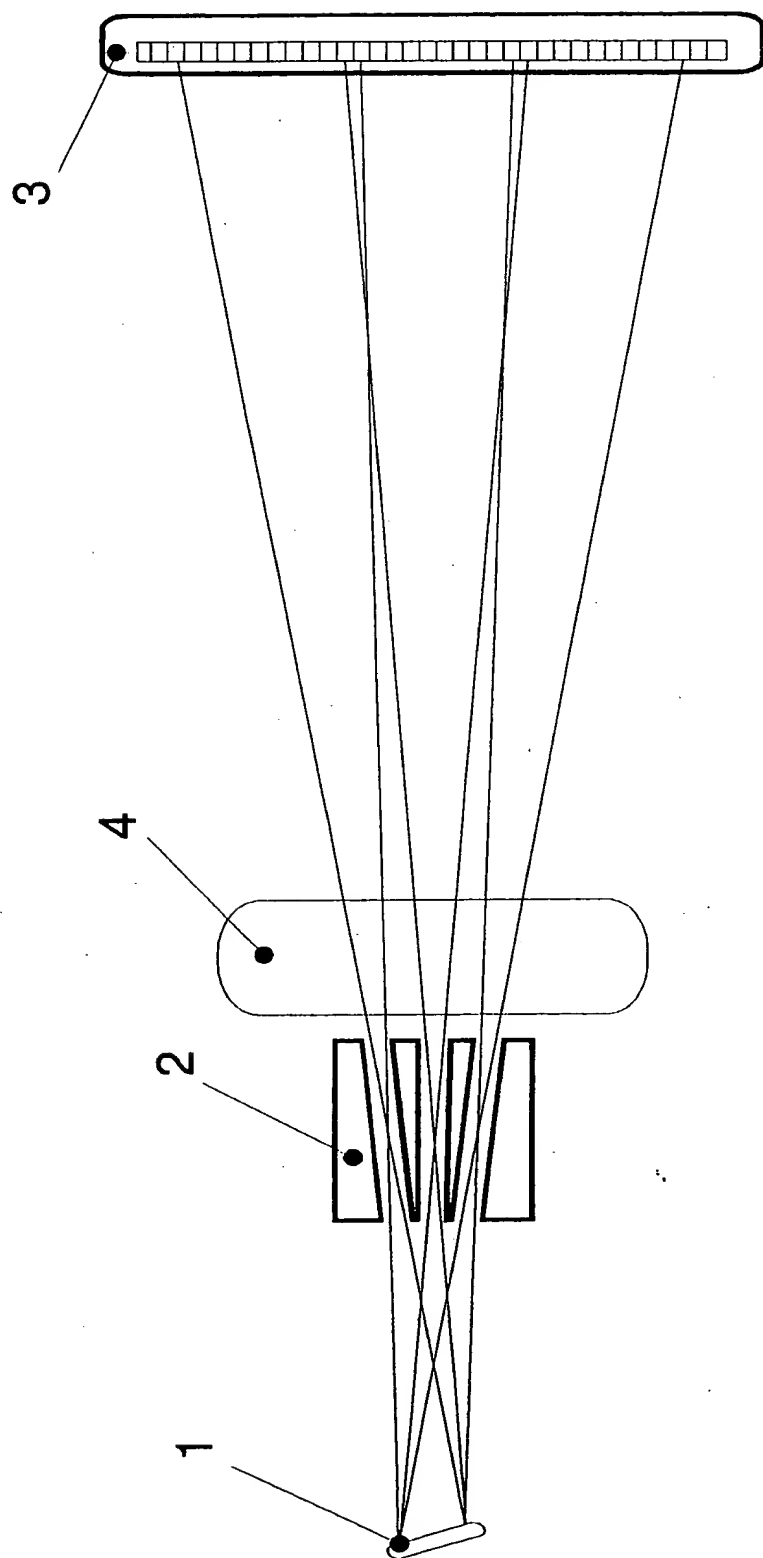
Фиг. 6



ФИГ.7



Фиг. 8



Фиг.9

Реферат

Изобретение относится к компьютерной томографии, основанной на получении изображения объекта по малоугловому рассеянному излучению. Регистрация рассеяния осуществляется в ультрамалые углы: от 0 до 1 градуса - относительно направления падающего пучка. Предложен ряд схем, позволяющих осуществлять регистрацию когерентного рассеяния в указанных углах. Формируемые коллиматором веерные пучки, имеющие малую расходимость, направляют на объект. В одном из вариантов устройства для отделения излучения, рассеянного на ультрамалые углы, предлагается использовать расположенный за объектом специальный пространственный фильтр, представляющий собой подобную коллиматору структуру, в которой прозрачные для излучения участки коллиматора перекрываются непрозрачными участками фильтра. При этом на установленный за фильтром пространственно-чувствительный детектор в отсутствие объекта излучение не проходит. При размещении между коллиматором и пространственным фильтром объекта детектор регистрирует рассеяние на ультрамалые углы излучения. Для регистрации излучения, прошедшего через объект в направлении первичного пучка, на непрозрачных участках фильтра устанавливаются детекторные элементы. Это позволяет, кроме томограммы в рассеянном излучении, получать томографическое изображение по поглощенному излучению. В другом варианте устройства участки фильтра, перекрывающие прозрачные участки коллиматора, выполнены частично поглощающими излучение, прошедшее через объект вдоль направления падающих пучков, и уменьшающими его до уровня интенсивности рассеянного излучения. Одна из предложенных схем устройства позволяет определять функцию рассеяния объекта в пределах первичного пучка. По данным рассеяния, полученным для разных ракурсов объекта относительно системы "источник - коллиматор - детектор", восстанавливают томографическое изображение объекта. 3 с.п. ф-лы, 9 илл.

RUSSIAN PATENT AND TRADEMARK AGENCY
(ROSPATENT)
FEDERAL INSTITUTE OF INDUSTRIAL PROPERTY



Registration No. 20/12-727

“ 9 “ October 2000

C E R T I F I C A T E

The Federal Institute of Industrial Property of the Russian Patent and Trademark Agency certifies hereby that the documents appended herewith represent a facsimile reproduction of the original complete specification, Claims, and drawings (if any) of Patent Application No. 98104687, filed on the 12th day of the month of March in the year 1998 (12.03.98).

Title of the Invention: Ultra-small Angle X-ray Tomography

Applicant: ZAO “Kvanta Invest”

Actual Authors: KOMARDIN Oleg Valentinovich
LAZAREV Pavel Ivanovich

Authorized person to certify the copy of

The Patent Application

Signature

G.F. Vostrikov

Head of Division

ULTRA-SMALL ANGLE X-RAY TOMOGRAPHY

The invention relates to devices for computerized tomography based on the absorption and ultra-small angle scattering of x-ray radiation.

The method of computerized tomography (CT) was developed in 1973 by the British firm "EMJ" (Hounsfield G.N., Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 1. Description of system. - "Brit. J. Radiol.," 1973, v. 46, pp. 1016-1022; Ambrose J., Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 2. Clinical application. - "Brit. J. Radiol.," 1973, v. 46, pp. 1023-1047). It combines the physical principles of traditional x-ray transillumination with recent achievements in mathematics and digital technique. The essence of the method of computerized tomography consists in the reconstruction of the internal spatial structure of an object as a result of joint mathematical processing of shade projections obtained during x-ray transillumination of the object in different directions. The contrast of each shade projection is the result of unequal x-ray absorption by different parts of the object. The principle of action of the tomograph, based on the method of computerized tomography, consists in the following. A rectangular x-ray beam formed by a collimator passes through a fixed object to 2 detectors (sodium iodide crystals). The detector registers the amount of radiation which has passed through the object, and the x-ray tube - detectors system is displaced by one step parallel to itself. One hundred sixty such displacements are made. Then the system returns to the initial position, turns at a 1° angle, and the scanning of 160 segments is repeated. In all the system executes 180 such turns. The time of the whole turn of the system, i.e. the time for receiving full information, is about 5 minutes. Wherein, 288000 (160x180) readings are taken from each detector. The obtained information is processed with a computer. The reconstructed computerized image of a layer is transferred to a calculating-printing device, which provides a digital record of absorption coefficients for the whole field of the obtained body section.

Further modernization of CT was achieved by increasing the number of detectors. Computerized tomographs of the III and IV generations contain from 512 to 4800 detectors. With 512 - 1400 detectors and a high-capacity computer, the time of scanning one section (2-8 mm) decreased to 2-5 sec, which in practice made it possible to examine all the organs and tissues of the organism.

The scanning system of a modern computerized tomograph includes an x-ray tube and a detector system. In III generation apparatuses, the x-ray tube and the detectors are situated on the same frame. The detector system consists of 256 - 512 semiconductor elements or

xenon detectors. During the scanning of a patient, the "x-ray tube - detectors" complex rotates around the patient, turning 360° during one cycle. During the rotation of the complex, the x-ray tube delivers impulse radiation in the form of a fan-shaped beam passing through the object after 1° , 0.5° and 0.25° . Wherein, the detector system registers the radiation weakened by the object. In cases of necessity the scanning system can be inclined forward and backward by $20^\circ - 25^\circ$.

In IV generation computerized tomographs, the detector system consists of from 1400 to 4800 detectors situated circumferentially on a frame. During the scanning process, only the x-ray tube rotates around the patient. The tomograph table consists of a base and a movable part on which a transporting bed for the patient is fixed. Horizontal displacement of the patient during the scanning process is performed automatically.

The x-ray system of the tomograph consists of a tube and a generator. The tube works in the pulse mode at a voltage of 100-130 kV. Absorption of the soft component of the x-ray radiation is realized by filtration, there is a diaphragm at the tube output, which limits the flow of penetrating radiation falling on the object.

As has been noted, the principle of different absorption of x-ray radiation by different materials lies at the base of all the devices described above. Therefore, during the examination of a body consisting of substances different in respect to composition and/or structure, but having close or equal coefficients of x-ray absorption, a device operating on the principle described above cannot distinguish such substances, i.e. the restored image will not contain information on them. Therefore, in such cases it is necessary to use another approach to imaging, based on principles which differ from absorption roentgenography, on another type of interaction between x-ray radiation and the substance.

A computerized tomograph is described in patent EP 0784202, 1997, which is based on the roentgen phase-contrast method, which uses the effect of the refraction of x-rays at the border of the object's areas having different electron density. This leads to deflection of the x-rays by angles up to several seconds. In the proposed device the radiation flow falling on the object is formed with the help of a monocrystal as a parallel beam with small angular scattering. During the passage of such a beam through an object containing substances with different electron density, at the border of their separation, the radiation flow is deflected as a result of refraction by the angle indicated above. This deflection is fixed during the turn of a crystal-analyzer with the help of a detector mounted beyond the object.

Among the disadvantages of the phase-contrast method is that it does not characterize the substance itself, but rather the interface of two substances having different coefficients of

x-ray refraction. The formation of the flow of penetrating radiation is realized in accordance with a bicrystal scheme, and this imposes some limitations on the effectiveness of the use of the radiation source energy. This is due to the fact that a monocrystal reflects the radiation falling on it in accordance with Bragg's law. The radiation of each wavelength is reflected at a predetermined angle within the interval of divergence equal to the Bragg angular interval of reflection, which is about 10 angular seconds. This means that less than 10^{-5} of the energy from all the radiation produced by the source is used for transillumination of the object. This leads to an increase of the exposition time. The use of a bicrystal scheme introduces limitations on the size of the object's area being examined, which is determined by the size of the crystals, or a complex scanning system is needed to image the whole object.

The noted disadvantages can be avoided if the method of registration of radiation coherently scattered by the object is used for restoration of a tomographic image. A device is described in patent US 4752722, G 01 N 23/22, 1988, which is based on the principle of registration of the angular distribution of coherently scattered radiation lying within the angles of from 1° to 12° in respect to the direction of the falling beam. As it is pointed out in this patent, the larger part of the elastic scattered radiation is concentrated within angles less than 12° and the scattered radiation has a characteristic angular dependence with well marked maxima, whose positions are determined by the irradiated substance itself, as well as by the energy of the falling radiation. Since the distribution of the intensity of the coherently scattered radiation in small angles depends on the molecular structure of the substance, different substances having identical absorbing capability (which substances cannot be differentiated with conventional transillumination) can be distinguished by the distribution of the intensity of the angular scattering of coherent radiation, which is characteristic for each substance. It is proposed that a narrow collimated beam of mono- or polychromatic radiation be used for irradiation of the object. Measurement of the intensity of coherently scattered radiation is carried out with the aid of a detector system with resolution in respect to both energy and in respect to the coordinate (the angle of scattering). The detector registers the intensity of coherently scattered rays, coming over the border of the primary beam within the zone of scattering. In order to obtain an image of the object, it is proposed that the known principles of computerized tomography be used. Wherein, registration of the absorbed radiation is carried out simultaneously with registration of the scattered radiation, which makes it possible to take the optical thickness of each area of the object being examined in the path of the transilluminating beam into account, that is to obtain a normalized curve of coherently scattered radiation.

The described device has a relatively low sensitivity to the radiation scattered in close proximity to the primary beam, since the intensity of the primary beam radiation exceeds significantly the intensity of the scattered radiation and inhibits its registration. Furthermore, the intensity of the radiation falls sharply with an increase of the angle of scattering. Therefore the intensity of coherently scattered radiation in the angular range of 1 - 12 degrees is small, and, consequently, relatively high doses of irradiation and long exposition are necessary for examination of the object.

The object of the invention being described is to create devices which, firstly, would be more sensitive to the registration of coherently scattered radiation at ultra-small angles (from tens of seconds to one degree), and, secondly, would require smaller doses of radiation for the examination of an object.

As is known, the main part of coherently scattered radiation is concentrated in the area of the central diffraction peak, which lies in the angles of scattering of from 0 to 1 degree in respect to the direction of the primary beam's fall. In this angular range is concentrated a characteristic radiation, coherently scattered by the heterogeneities of the electronic structure of the object, which have a size ranging from several hundreds to several tens of thousands angstroms, which conforms with the structure of many organic and biological objects. Therefore, it is proposed that the distribution of the coherently scattered radiation be measured precisely in this angular range. The angular range in which the coherently scattered radiation is measured depends on the wavelength of the used radiation and on the structural properties of the material and may be within the limits of from several angular seconds to 1 degree relative to the falling radiation beam. In the invention it is proposed that a dark field scheme be used for the measurement of coherently scattered radiation at ultra-small angles (from 0 to 1 degree), that is when the detector registers only a background signal in the absence of the object being examined, and in the presence of that object - the scattered radiation. Such a scheme is more sensitive to scattered radiation as compared with the light field system described in patent US 4752722, G 01 N 23/22, 1988. Since small-angle scattering of x-rays reflects the internal structure of the substance (the distribution of electron density), the registration of the curve of small-angle scattering of x-rays by the object being examined, that is, the dependence of the intensity of the scattered rays on the angle of scattering, makes it possible to restore the picture of electron density distribution within the object being transilluminated. If the object is not homogeneous (that is, consists of different substances), the intensity of the scattered radiation at each separate angle is composed of the intensities of the rays, scattered by different substances in the path of propagation of the beam

of penetrating radiation. During the transillumination of the object being examined from different directions, the picture of radiation scattering is registered for each of those directions, and using the methods of computerized tomography the curve of small-angle scattering (distribution of electron density) is restored for each separate area of the object and, as a final result, the picture of electron density distribution within the whole object, i.e. the three-dimensional image of the internal structure of the object.

The principle of obtaining the image of the object's internal structure, described above, can be realized in different variants of the devices. The main principle for the creation of such devices consists in simultaneous registration of the radiation absorbed and scattered by the object at ultra-small angles of radiation (from several angular seconds to 1 degree).

The device in which the object of the invention is achieved is a small-angle x-ray tomograph, which includes a source of x-ray radiation, a collimator forming a flow of penetrating radiation in the form of a narrow fan-shaped beam (or several beams) with small-angle divergence, a spatial filter situated beyond the object, and a detector registering the radiation which has passed through the object being examined. The source of radiation, the collimator, the spatial filter and the detector can move around the object being examined in order to transilluminate it from different directions. The device also includes a system for processing information, which system makes it possible to reconstruct the image of the internal structure of the object being examined on the basis of the data on scattering and absorption of the penetrating radiation by the object when transilluminated from different directions.

The collimator - spatial filter - detector system should be organized in such a manner that it is possible to simultaneously register the scattered radiation and the radiation which has passed through the object without being scattered, for each transilluminated area of the object.

The collimator should form the beams of penetrating radiation with a width and angular divergence in one direction in such a way that it is possible to register the scattered radiation within an ultra-small angle range, i.e. so that any primary beam's ray scattered by the object by a small angle α would go over the borders of the primary beam within the registration zone (α may be several angular seconds), while in another direction the beam formed by the collimator should cover all the object area being examined.

From the constructive point of view, the collimator may be made in the form of a set of slit diaphragms situated one after another, in the form of two radiation-opaque plates with a clearance between them, according to the Kratky scheme, etc. (A.I. Bekrenev, Yu.S. Terminasov, Apparatus and Methods for X-ray Analysis, 1980, No. 24, pp. 100-108;

Schelten, W. Hendriks, Appl. Cryst., 1978, 11, pp. 297-324). It is possible to use a slitless collimator for the formation of beams of micron and submicron thickness with angular divergence of several angular minutes. The principle of operation of such a collimator is based on the effect of the passage of x-rays along the interface of two flat polished surfaces of plates with multiple complete external reflection (V.N. Leykin, T.A. Mingazin, Devices and Technique of Experiment, 1984, No. 2, pp. 200-203). Other constructions of collimators, which satisfy the conditions indicated above, may be used. The shape and the size of the penetrating radiation beam formed by the collimator are determined by the character of the object being examined.

The registering device is a position-sensitive sensor of x-ray radiation, which makes it possible to measure the intensity of scattered radiation. This may be any space-sensitive two-coordinate detector possessing the needed spatial resolution and sensitivity to the falling radiation. It is preferable that this be a detector with high spatial resolution. The sensitivity of the detector determines the required power of the radiation source and the rate of scanning the object.

There is a spatial filter between the object being examined and the detector. It is situated in such a way that it overlaps the primary radiation beam and provides passage of coherently scattered radiation onto the detector at ultra-small angles near the borders of the primary radiation beam. The sections of the spatial filter which cover the transparent sections of the collimator are made from a material which is opaque for the falling radiation and has its own low background of scattering. The edges of the spatial filter have a shape providing a low level of scattering of the radiation falling on them. In order to determine the value of the intensity of radiation in the primary beam which has passed through the object, a row of detectors is installed on the opaque sections of the spatial filter. These detectors measure the intensity of the falling radiation and do not block the passage of the radiation scattered by the object through the transparent sections of the spatial filter.

The spatial filter may be situated just beyond the object being examined. This makes it possible to reduce the total level of noise during the registration of the scattered radiation by screening the primary beam radiation which is scattered in air and in elements of the device. However, this requires high precision in positioning the spatial filter relative to the primary beam. The spatial filter may be situated directly in front of the detector registering the scattered radiation or occupy any intermediate position between the object being examined and the detector.

All the data obtained during the transillumination of the object being examined from different directions are fed to the system for processing information. When processing the data on coherently scattered radiation, the optical thickness of the object in the way of the transilluminating beam is taken into account. Known principles of computerized tomography are used to restore the image of the object on the basis of the absorbed and the scattered radiation.

Another variant of the scheme of the device described above makes it possible to more effectively use the radiation of the source. This variant contains a source of penetrating radiation, a collimator forming a flow of radiation falling on the object in the form of several narrow, slightly-diverging beams, a spatial filter positioned beyond the object and a position-sensitive detector. The collimator is made in the form of a regular periodical structure made up of sections in the form of slits or channels which are transparent for the radiation and alternating therewith opaque sections.

The formed rays overlap a separate strip in the object's projection. The spatial filter is a regular periodical structure similar to the collimator, in which the sections corresponding to the transparent sections of the collimator are made of a material opaque in respect to penetrating radiation, so that the opaque sections of the filter overlap the transparent sections of the collimator. Wherein the size of the channels (or slits) and the period of the structure of the collimator, as well as the size of the transparent sections of the spatial filter, should provide for registration of the radiation scattered at ultra-small angles on the position-sensitive detector. The detectors positioned on the opaque sections of the spatial filter make it possible to determine the intensity of radiation of the primary beams which have passed through the object. The shape and the position of the channels may be different: for example, slits, round openings, situated in a hexagonal package, etc., which is determined by the character of the objects being examined in this installation. The general requirements, which are stipulated for this type of collimator, are the following: firstly, the lines of the surfaces forming the transparent channels should converge on the focus spot of the source in order to increase the effectiveness of the use of the ray energy of the installation, wherein the radiation in different channels of the collimator may come from different areas of the focus spot of the source (the possibility of using powerful wide-focus sources of radiation); secondly, the collimator should form beams with such a width and divergence γ that it would be possible to register the radiation scattered in a small-angle range, that is, that any ray scattered by the object at a small angle α would go beyond the borders of the primary beam in the registration zone; thirdly, the period of the collimator structure should be such that adjacent beams would

not overlap in the plane of the detector, which makes it possible to register the scattering at small angles, even to the angle β (α and β are the angles determining the registered small-angle range; α may be 5 angular seconds and more, β - up to 1 degree).

In order to satisfy these requirements, the input and output of the collimator should be spaced apart at a distance significantly greater than the size of the collimator aperture. Structurally, a slit collimator may be executed in the form of alternating radiation-opaque plates and clearances between them or in the form of two diaphragms - with one or several slits at the input and multi-slitted at the output - positioned in due order, etc. Similarly, a collimator with radiation-transparent channels with a round aperture may be executed structurally in the form of a capillary plait or two diaphragms: an input diaphragm with one or several openings and an output diaphragm with multiple openings.

The spatial filter is a responsive regular periodical structure for the collimator, that is, it is constructed in such a manner that it detains the direct beams formed by the collimator and easily lets through the radiation scattered in the plane of the object at small angles in the angular range of from α to β . The constructive execution of the spatial filter should correspond to the used collimator: the spatial filter for a linear collimator should be made in the form of a linear raster, for a collimator with densely packed cylindrical channels - in the form of a raster with round openings and a hexagonal cell.

Another version of the device provides for the use of a spatial filter, which is semi-transparent for the falling radiation. In this case the spatial filter is made of a material having a low level of radiation scattering and weakening the intensity of radiation, which has passed through the object, by a known number of times to the level of the intensity of the scattered radiation. It is preferable that the intensity of radiation at the border of the primary beam, weakened by the spatial filter, be of an order less than the intensity of the radiation scattered by the object on ultra-small angles near the border of the primary beam. In this case, a position-sensitive detector, situated behind the spatial filter, registers simultaneously the intensity of the radiation in the primary beam and the intensity of the radiation scattered by the object at ultra-small angles.

Another variant of the device for computerized tomography provides the possibility of determining the scattering properties of the object being examined, starting with scattering angles of several seconds. This makes it possible to sense structural elements with a large period and to decrease significantly the object's irradiation dose. The essence of the physical method used in the described device for registering the radiation scattered at small angles, consists in the following: a beam of penetrating radiation, point-shaped or hachure-shaped in

section, is registered by a high-resolution position-sensitive detector. The distribution of the radiation intensity in the plane of the detector will be determined by the optical transmitting function of the device. When the object is put into the device, the total optical transmitting function of the device, and, consequently, the distribution of the radiation intensity in the plane of the detector, change. The change of the form of the distribution of radiation intensity will be determined by the scattering function of the object.

One of the variants of a device working on this principle can be represented by a system consisting of a source of x-ray radiation, one or several collimators, and a high-resolution bi-coordinate detector. Each of the collimators forms a flat fan-shaped beam of radiation. The angular distribution of the intensity in this beam in one direction has a form close to a δ -function, in another direction it overlaps the whole object area under examination. The high-resolution detector measures the distribution of the radiation intensity in the x-ray beam in the presence and in the absence of the object. In order to ensure precise measurements it is necessary that the dimensions of separate sensitive elements of the detector be less than half the width of the x-ray beam intensity distribution in the registration plane, preferably less by an order. The detector should register the angular distribution of the intensity in the primary beam up to an angle of several tens of minutes. Such a way of measuring makes it possible to register x-rays scattered at ultra-small angles, not only those going outside the borders of the beam, but also those which lead to the redistribution of the intensity of intra-beam radiation. In order to have the possibility of comparing insignificant changes of large signals during data processing, the obtained distributions of radiation intensity in the beam in the presence and in the absence of the object are normalized for the total intensity of the radiation falling on the object and passing through it, respectively. Thus, the obtained data are reduced to common conditions, and the change in the form of the curve of distribution of the radiation intensity in the beam (the difference of the normalized spatial distribution of the intensity) will reflect the scattering function of the medium through which the radiation passes, wherein the coefficient of medium absorption will be determined simultaneously.

The optimal conditions of registration during the examination of different objects can be achieved by selecting the stiffness, that is the wavelength, of the used penetrating radiation. The softer the radiation (the longer the wavelength), the greater the change in the normalized curve of the intensity distribution in the transilluminating beam beyond the object. However, therewith the part of the radiation absorbed by the object increases, and the signal on the detector decreases. The selection of the optimal parameters of the penetrating radiation

depends on the character of the object being examined and is effectuated individually in each case. Where a polychromatic source of radiation is used, this may be carried out either by selecting a filter sectioning the needed spectral range of the radiation, or by using a detector selectively sensitive to a particular range of the energy of the registered quanta. In the latter case each spectral range of the penetrating radiation has its own intensity distribution in the beam beyond the object registered on the detector. A common requirement for the detectors used in such a scheme of simultaneous registration of the radiation, scattered and passed through the object, is their capability of measuring the radiation intensity in a wide dynamic range of values. For example, the intensity of the scattered radiation is less than the intensity in the passed beam by 10^3 - 10^5 times. The detector should measure this whole range of values of radiation intensity.

Another variant of the scheme makes it possible to determine the scattering and the absorbing properties of the examined object using a wide beam of penetrating radiation. This variant of the scheme makes it possible to effectively use the radiation from the source. It is distinguished in that the collimator is a multi-slit periodical structure which forms the flow of x-ray radiation in the form of a wide beam, modulated with high spatial frequency. The detector, possessing high spatial resolution in the registration plane, measures periodically modulated distribution of the radiation intensity in the presence and in the absence of the object. The presence of the object in the device leads to a change of the function of modulating the intensity distribution in the detector plane. This makes it possible to determine the following parameters of the substance being examined: a decrease in the average value of the intensity along the direction of the beam's modulation determines the magnitude of the radiation absorption by different parts of the object, while a change in the depth of modulation of the intensity distribution comprises indirectly the function of scattering by the object. In order to detect heterogeneity in the object, caused by the substance being examined, it is necessary that the period of spatial modulation of the radiation in the object be less than the size of the heterogeneity itself.

The sensitivity of the described installation to the registration of the intensity of scattered radiation is determined by the spatial frequency and the depth of modulation of the falling radiation and by the resolution of the detector used. The higher the spatial frequency of the radiation modulation and the greater the depth of the modulation, the greater will be the changes of the function of radiation intensity distribution with the introduction of the object. However, maximum values of permissible spatial frequency of the radiation modulation are limited by the parameters of the modulator used and the resolution of the registering elements.

The spatial sensitivity of the detector should be less than the period of the spatial modulation of the radiation, preferably by an order. It is also necessary that the detector be sensitive to the registration of radiation in a wide dynamic range of intensity values.

A beam of penetrating radiation of different form, depending on the character of the object being examined, may be used in all the devices described above. For example, in order to examine objects having an anisotropy of scattering properties (anisotropic structure) it is necessary that the device be able to register the scattering of the object in at least two mutually perpendicular directions. For this purpose it is possible to use: a point-shaped beam of transilluminating radiation, two mutually perpendicular flat fan-shaped beams having an identical direction of propagation, etc.

The essence of the invention is explained by the following drawings, wherein:

Fig. 1 shows one of the variants of a tomographic installation in which a beam of penetrating radiation in the direction perpendicular to the plane of rotation of the optical system completely overlaps the object area which is being examined;

Fig. 2 shows a device in which the displacement of the "source – collimator – spatial filter – detector" system relative to the object is performed along a spiral trajectory;

Fig. 3 shows the scheme of a tomograph in which several identical "source – collimator – spatial filter – detector" systems are used;

Fig. 4 shows a tomographic installation in which the "source – collimator – spatial filter – detector" system is displaced along a trajectory lying on the surface of a sphere situated around the object area being examined;

Fig. 5 shows one of the dark-field schemes for simultaneous registration of small-angle scattered radiation and primary beam radiation according to the present invention;

Fig. 6 shows the same scheme for simultaneous registration of small-angle scattered radiation and primary beam radiation with a semi-transparent trap put in the path of the primary beam, this trap reducing the level of intensity in this beam to the level of intensity of the scattered radiation;

Fig. 7 shows a scheme with a multi-slit collimator and a spatial semi-transparent filter in front of the detector;

Fig. 8 shows another scheme for simultaneous registration of small-angle scattered radiation and primary beam radiation, in which the detector measures the distribution of radiation intensity in the primary beam beyond the object;

Fig. 9 shows one more scheme of registration with spatial modulation of the radiation falling on the object.

One of the variants of the device used to obtain an image of the electron density distribution in the object being examined is a small-angle tomograph shown in Fig. 1. It comprises a source 1 of radiation, a collimator 2, a spatially-sensitive detector 3 and a spatial filter 5 situated between the object being examined 4 and the detector 3. A fan-shaped beam 6 of penetrating radiation, formed by the collimator 2, has a width and an angular divergence in one direction (the plane of rotation), which provide for registration of small-angle scattering, starting from the angle α (α may be several angular seconds). In the perpendicular direction the beam overlaps the whole object area under examination. Scattered radiation 7 is registered by the detector 3 in the direction perpendicular to the plane of the beam. Radiation 8 of the primary beam beyond the object is registered by a ruler of detectors 9, which are positioned on the spatial filter 5. The resolution of structural heterogeneities in the object being examined in the direction perpendicular to the plane of the fan-shaped beam is determined by the width of the beam itself, while in the direction along the plane of the beam, it is determined by the size of the sensitive elements of the detector. The system of displacement (not shown in the drawing) provides for rotation of the source, the collimator, the spatial filter and the detector around the object 4 being examined by an angle of 360° . During one cycle of measurements the system makes one or several turns, wherein, at each angle of transillumination of the object, the radiation 8 which has passed through and the radiation 7 scattered by the object are registered. A computer system processes the obtained data and normalizes the scattering (the distribution of the electron density) and the absorbing properties for each area of the object being examined. As a result the reconstruction of the internal structure of the object is effected.

Another variant of the device, shown in Fig. 2, provides for the creation of a three-dimensional image of the internal structure of the object 4 being examined, which has substantial dimensions in one direction. Wherein the optical system – source 1, collimator 2, spatial filter 5, detector 3 – effects spiral displacement relative to the object 4 being examined. For example, this may be a system of source 1, collimator 2, spatial filter 5, detector 3, similar to the system described above, wherein the spatial filter 5 is made of a material which is semi-transparent for penetrating radiation and reduces the intensity of the radiation in the primary beam beyond the object to the level of intensity of the radiation scattered at small angles. The collimator 2 is positioned so that the plane of the fan-shaped beam formed by it lies in the plane of rotation of the system. The transversal dimensions of the transilluminating beam should be greater than the transversal dimensions of any area of the object being examined. The optical system is positioned on a rigid frame 10, which can make a 360° turn around the

object being examined. During rotation of the frame 10, a transporting bed 11, on which the object 4 being examined is arranged, is displaced along the axis of rotation. The beam of penetrating radiation sequentially transilluminates each area of the object from all directions (360°). The speed of displacement of the object is determined by the rate of rotation of the optical system and the sensitivity of the detector 3. The separation and processing of the signal corresponding to the small-angle radiation scattering and the radiation which has passed through the object are carried out in a manner similar to that described above in respect to the device.

The device shown in Fig. 3 provides for the presence of several identical "source 1, collimator 2, spatial filter 5, detector 3" systems positioned at different angles relative to the object 4. For example, this may be a device including three or more identical systems, similar to those described above, positioned uniformly at different angles in one plane. The fan-shaped beams 6 formed by each of the systems lie in one plane, corresponding to the plane in which the systems themselves are positioned, and overlap the whole object area being examined. Reconstruction of the internal structure of the transilluminated area of the object is carried out with comparison of the data obtained from each system. In order to obtain a three-dimensional image of the internal structure of the object, the object being examined and the device are displaced relative to one another. For example, this may be displacement of the device as a whole (the plane of the systems) in the direction of the longitudinal axis of the object 4. Isolation of the data corresponding to the radiation scattered and absorbed in the object being examined and reconstruction of the three-dimensional image of the object are effected in a manner similar to that in the devices described above. The use of several systems makes it possible to increase the speed at which data on the object being examined are obtained.

Fig. 4 shows a device for computerized tomography, based on the principle of reconstruction of the internal structure of the object on the basis of data on radiation scattered and absorbed by the object. This device consists of a source 1 of radiation, a collimator 2, a high-resolution position-sensitive detector 3. The collimator forms a point-shaped or a hachure-shaped beam transilluminating the object area being examined. Wherein, the optical system "source 1 of radiation, collimator 2 and detector 3" is displaced over a complex trajectory lying on the surface of a sphere positioned around the object 4 area being examined. The beam formed by the collimator should satisfy the conditions necessary for the registration of the radiation scattered at small angles and, simultaneously, the registration of the radiation which has passed through the object. The isolation of data corresponding to the radiation

scattered and absorbed in the object being examined is realized according to one of the schemes described above. For example, according to the determination of changes of the distribution of radiation intensity in the primary beam beyond the object. Wherein, the sensitive elements of the detector 3 should be less than the semi-width of distribution of the x-ray beam intensity in the registration plane, preferably less by an order. The number of projections of the object area being examined, obtained during the displacement of the optical system along the trajectory, should be sufficient to form a three-dimensional image of electron density distribution in this area. After processing, the computerized system forms a three-dimensional image of the object area being examined. Such a device may be used, for example, for brain tomography.

Different variants of optical schemes for the simultaneous registration of radiation scattered at small angles and primary beam radiation beyond the object are shown in Figs. 5-9.

One of the variants of such a scheme (Fig. 5) may be a system composed of a source 1 of x-ray radiation, a collimator 2 made, for example, according to the Kratky scheme and forming radiation as a flat fan-shaped beam with such a width and angular divergence in at least one direction that it is possible to register scattered radiation in an ultra-small angular range, while in another direction the beam formed by the collimator should overlap the whole object 4 area being examined, a spatial filter 5 and a bi-coordinate position-sensitive detector 3. Detectors 9, measuring radiation intensity in the primary beam beyond the object, are situated on the spatial filter 5. Wherein, the detectors 9 should have such dimensions and be positioned in such a manner so as not to have an effect on the registration of the radiation 7, scattered by the object 4, with the bi-coordinate detector 3.

Fig. 6 shows another variant of a scheme for the simultaneous registration of radiation scattered 7 and passed 8 through the object 4. This scheme provides for the introduction of a spatial filter 5, partially passing the radiation, into the channel for the beam which has passed 8 through the object. It is preferable that the intensity of the radiation at the borders of the primary beam beyond the spatial filter 5 be of an order less than the intensity of the scattered radiation 7 near the borders of the primary beam. Wherein, the function of scattering the radiation by the object is determined directly by the data obtained from the detector 3, while the intensity of the radiation which has passed through the object is calculated on the basis of a known coefficient of radiation absorption by the filter.

One more variant of a scheme (Fig. 7) for simultaneously registering radiation scattered 7 and passed 8 through the object 4 may contain a source 1 of penetrating radiation, a collimator 2 forming a flow of radiation falling on the object in the form of several narrow

slightly-diverging beams, a spatial filter 5 positioned beyond the object, and a position-sensitive detector 3. The collimator 2 is made in the form of a regular periodical structure, which is made up of radiation-transparent sections in the form of slits or channels and alternating therewith opaque sections.

The formed rays overlap a separate strip in the projection of the object 4. The spatial filter 5 is a regular periodical structure, similar to the collimator 2, in which the sections corresponding to the transparent sections of the collimator are made of a material semi-transparent for the penetrating radiation so that the semi-transparent sections of the filter 10 overlap the transparent sections of the collimator 2. Wherein, the dimensions of the channels (or slits) and the period of the structure of the collimator 2, and also the dimensions of the transparent sections of the spatial filter 5 should provide for registration of small-angle scattered 7 radiation and, separately, weakened radiation which has passed 8 through the object 4, on the position-sensitive detector 3. The form and the position of the channels are determined by the character of the objects being examined in this installation. The following are common requirements stipulated for this type of collimator: firstly, the lines of the surfaces forming transparent channels should converge on the focus spot of the source 1 (use of powerful wide-focus radiation sources); secondly, the collimator should form beams with a width and a divergence γ such that it would be possible to register the radiation scattered in a small-angle range, i.e. that any beam scattered by the object at a small angle α would go outside the borders of the primary beam in the registration zone; thirdly, the period of the collimator structure should be such that adjacent beams would not overlap in the plane of the detector, this making it possible to register scattering at small angles up to the angle β (α and β are angles determining the small-angle range being registered: α may be 5 angular seconds and more, β - to 1 degree).

Constructively, a slit collimator may be made, for example, in the form of alternating radiation-opaque plates and clearances between them.

A spatial filter of small-angle radiation is a responsive regular periodical structure for the collimator, i.e. it is built in such a way that it weakens the direct rays formed by the collimator and passes without any hindrance the radiation scattered in the plane of the object at small angles in the angular range of from α to β . The structural execution of the spatial filter should correspond to the collimator used: the spatial filter for a linear collimator should

be made in the form of a linear raster. The value of the weakening of the direct beam radiation is determined by the coefficient of absorption of the spatial filter.

Fig. 8 shows another scheme for the simultaneous registration of small-angle scattered radiation and primary beam radiation. In this scheme a high-resolution detector 3 measures the distribution of the intensity of radiation in the x-ray beam in the presence 7 and in the absence 8 of the object 4. In this case the collimator 2 forms the radiation of the source 1 as a flat fan-shaped beam, which in one direction has an angular distribution of intensity in form close to a δ -function and in the other direction – overlapping the whole object area being examined. In order to ensure precise measurements it is necessary that the dimensions of separate sensitive elements of the detector be less than the semi-width of the distribution of the intensity of the x-ray beam 8 in the plane of registration, preferably less by one order. Such a method of measuring makes it possible to register x-rays scattered 7 at small angles, not only those outside the borders of the beam but also those which lead to redistribution of radiation intensity inside the beam. In order to have the possibility of comparing insignificant changes of large signals during data processing, the obtained distributions of radiation intensity in the beam in the presence and in the absence of the object are normalized for the total intensity of the radiation which has fallen on the object and passed through it, respectively. Thus, the obtained data are brought to common conditions, and a change in the form of the curve of the distribution of radiation intensity in the beam (the difference of normalized spatial distribution of intensity) will reflect the scattering function of the medium through which the radiation passes. A common requirement in respect to the detectors with this scheme of simultaneous registration of radiation, scattered 7 and passed 8 through the object, is their capability of measuring the intensity of radiation in a wide dynamic range of values.

Another variant of the scheme (Fig. 9) makes it possible to determine the scattering and absorbing properties of the object being examined, using a wide beam of penetrating radiation. This variant of the scheme makes it possible to more effectively use the radiation from the source 1. It is distinctive in that the collimator 2 is a multi-slit periodical structure forming a flow of x-ray radiation in the form of a wide beam, modulated with high spatial frequency. The detector 3, having high spatial resolution in the registration plane, measures the periodically modulated distribution of radiation intensity in the presence and in the absence of the object 4. The presence of the object 4 in the device leads to a change in the function of modulating the intensity distribution in the plane of the detector 3. This makes it possible to determine the following parameters of the substance being examined: the degree

of absorption of x-ray radiation by different parts of the object by the decrease of the average value of intensity along the direction of beam modulation, the scattering function of the object by the change of the depth of modulation of the intensity distribution. In order to detect heterogeneity, caused by the substance being examined, in the object, it is necessary that the period of spatial modulation of radiation in the object be smaller than the size of the heterogeneity itself.

The sensitivity of the described installation to the registration of the intensity of scattered radiation is determined by the spatial frequency and the depth of modulation of the falling radiation, as well as by the resolution of the detector used. The higher the spatial frequency of modulation of the radiation and the greater the depth of modulation, the greater will the function of the distribution of radiation intensity change with the introduction of the object. However, maximal values of the permissible spatial frequency of modulation of the radiation are limited by the parameters of the modulator used and the resolution of the registering elements. The spatial sensitivity of the detector should be less than the period of spatial modulation of the radiation, preferably by one order. It is also necessary that the detector be sensitive to registration of radiation in a wide dynamic range of intensity values.

Set of Claims

1. A device for small-angle computerized tomography, comprising a source of penetrating radiation, a collimator forming a radiation flow, falling on an object, in the form of one or several narrow beams slightly-diverging in at least one direction, a coordinate-sensitive detector effecting registration of coherent radiation scattered at small angles, a system for relative displacement of a "source – collimator – detector" complex and the object, and a computerized system for processing information obtained from the coordinate-sensitive detector, characterized in that a spatial filter is mounted between the object and the coordinate-sensitive detector, the spatial filter separating radiation scattered by the object at ultra-small angles relative to the direction of the falling beam.

2. A device according to claim 1, characterized in that the collimator is made in the form of a regular periodical structure which is made up of radiation-transparent sections in the form of slits or channels and alternating therewith opaque sections, and overlapping a separate strip in the projection of the object, the spatial filter is a regular periodical structure similar to the collimator, in which sections corresponding to the transparent sections of the collimator are made of material opaque for radiation, and sections of the filter overlapping the opaque sections of the collimator are made transparent for penetrating radiation, detecting elements for measuring radiation which has passed through the object are arranged on the opaque sections of the filter, wherein dimensions of the channels or slits and the periodical structures of the collimator should ensure registration on the position-sensitive detector of radiation scattered at ultra-small angles.

3. A device according to claim 1, characterized in that the collimator is made in the form of a regular periodical structure which is made up of radiation-transparent sections in the form of slits or channels and alternating therewith opaque sections, and overlapping a separate strip in the projection of the object, the spatial filter is positioned before the detector and is a regular periodical structure similar to the collimator, in which sections overlapping the opaque sections of the collimator are made transparent for penetrating radiation, while sections overlapping the opaque sections of the collimator are made of a material partially absorbing the radiation and reducing the intensity of radiation which has passed through these sections to the level of radiation scattered at small angles which has passed to the coordinate-sensitive detector through the transparent sections of the spatial filter.

4. A device for small-angle computerized tomography, comprising a source of penetrating radiation, a collimator forming a radiation flow falling on an object in the form of

one or several narrow beams slightly diverging in at least one direction, a detector system, a system for relative displacement of a "source – collimator – detector" complex and the object, and a computerized system for processing information obtained from the coordinate-sensitive detector, characterized in that the detector system is a bi-coordinate position-sensitive detector mounted at such a distance from the object and having such a spatial sensitivity, which would make it possible to register angular distribution of intensity over the cross section of a beam which has passed through the object with a spatial resolution that is narrower than the semi-width of the distribution of intensity in the beam in the plane of registration, wherein each beam formed by the collimator in the projection of the object in at least one direction is narrower than the area occupied by the substance being checked in the object.

5. A device for small-angle computerized tomography, comprising a source of penetrating radiation, a collimator forming a radiation flow falling on an object in the form of one or several narrow beams slightly diverging in at least one direction, a detector system, a system for relative displacement of a "source – collimator – detector" complex and the object, and a computerized system for processing information obtained from the coordinate-sensitive detector, characterized in that the collimator is a slit-like structure forming a set of narrow, slightly-diverging beams of radiation in the direction of the object being examined, registration of radiation which has passed through the object is effected by a bi-coordinate spatial-sensitive detector and an information processing unit coupled to the detector, wherein the period of multi-slit structure is chosen to ensure a period of spatial modulation of the radiation, which is at least two times less than the size of the area occupied by the substance being checked in the object, and a spatial resolution of the detector which is less than the period of spatial modulation of the radiation in the plane of registration.

6. A device according to any one of claims 1-5, characterized in that each beam overlaps the whole object area being examined in one direction, wherein the "source – collimator – detector" complex is made with the possibility of turning in a plane perpendicular to the plane of the fan-shaped beam by 360° relative to the object being examined.

7. A device according to any one of claims 1-5, characterized in that the "source – collimator – detector" complex is made with the possibility of spiral displacement relative to the object being examined.

8. A device according to any one of claims 1-5, characterized in that the collimator forms a point-shaped or hachure-shaped beam, wherein the "source – collimator – detector" complex is made with the possibility of displacement along a complex trajectory lying on the surface of a sphere situated around the object area being examined.

Abstract

The invention relates to computerized tomography based on obtaining an image of an object according to small-angle scattered radiation. Registration of the scattering is carried out in ultra-small angles: from 0 to 1 degree relative to the direction of the falling beam. A number of schemes are proposed which make it possible to effect registration of coherent scattering in indicated angles. Fan-shaped, slightly-diverging beams formed by a collimator are directed to the object. In one of the variants of a device for separating radiation scattered at ultra-small angles, it is proposed that a special spatial filter positioned beyond the object be used, the filter being a structure similar to the collimator in which radiation-transparent sections of the collimator are overlapped by opaque sections of the filter. Wherein, in the absence of the object, radiation does not pass to the spatial-sensitive detector mounted beyond the filter. When the object is arranged between the collimator and the spatial filter, the detector registers scattering of the radiation at ultra-small angles. In order to register radiation which has passed through the object in the direction of the primary beam, detector elements are mounted on opaque sections of the filter. This makes it possible to obtain a tomographic image according to absorbed radiation in addition to tomograms in scattered radiation. In another variant of the device, sections of the filter, which overlap transparent sections of the collimator, are made to partially absorb radiation which has passed through the object along the direction of the falling beams and to reduce it to the level of intensity of the scattered radiation. One of the proposed schemes of the device makes it possible to determine the object's scattering function within the limits of the primary beam. The tomographic image of the object is restored on the basis of data of scattering obtained for different views of the object relative to the "source - collimator - detector" system. 3 independent claims, 9 drawings.

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.